

Aus der Klinik für Hals-, Nasen- und Ohrenheilkunde
Kommissarischer Direktor: Prof. Dr. med. Afshin Teymoortash
des Fachbereichs Medizin der Philipps-Universität Marburg

in Zusammenarbeit mit dem Universitätsklinikum
Gießen und Marburg GmbH, Standort Marburg

**Evaluation von anatomischen Strukturen
des Os temporale
mittels
Digitaler Volumentomographie
(DVT)**

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades der gesamten Humanmedizin

dem Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg
vorgelegt von

Stephanie Johanna Dräger
aus Waldkirch

Marburg
2017

Angenommen vom Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg
am: 11.04.2017

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs.

Dekan: Herr Prof. Dr. H. Schäfer

Referent: Herr PD Dr. C. Güldner

1. Korreferent: Herr PD Dr. mult. T. Ziebart

Meiner Familie.

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung.....	1
1.1 Bedeutung der radiologischen Diagnostik des Felsenbeins	1
1.2 Entwicklung und aktueller Einsatz der Digitalen Volumentomographie..	2
1.3 Anatomie des Felsenbeins	3
1.3.1 Mittelohr	4
1.3.2 Innenohr.....	5
1.3.3 Nervus facialis und innerer Gehörgang	7
1.3.4 Bulbus venae jugularis superior.....	8
1.4 Fragestellungen	8
2. Patienten, Material und Methoden.....	10
2.1 Patientenkollektiv	10
2.2 Methoden.....	11
2.2.1 Grundprinzip der Digitalen Volumentomographie.....	11
2.2.2 Funktionsweise und technische Parameter des digitalen Volumentomographen.....	12
2.2.2.1 Bildrekonstruktion und -betrachtung.....	13
2.2.3 Evaluation der anatomischen Strukturen	14
2.2.3.1 Nervus facialis, mastoidale Strecke	15
2.2.3.2 Nervus facialis, tympanale Strecke.....	19
2.2.3.3 Nervus facialis, labyrinthäre Strecke	22
2.2.3.4 Gelenkspalt Hammer-Amboss-Gelenk	24
2.2.3.5 Gelenkspalt Amboss-Steigbügel-Gelenk	25
2.2.3.6 Steigbügel	25
2.2.3.7 Langer Ambossfortsatz	28
2.2.3.8 Ovale und rundes Fenster	30
2.2.3.9 Horizontaler Bogengang	30
2.2.3.10 Oberer Bogengang.....	32

2.2.3.11	Hinterer Bogengang.....	34
2.2.3.12	Weite des inneren Gehörgangs.....	36
2.2.3.13	Bulbus venae jugularis superior	37
2.3	Statistische Auswertung.....	39
2.3.1	Summenscore	39
3.	Ergebnisse.....	40
3.1	Häufigkeitsverteilungen und Korrelationsanalysen.....	40
3.1.1	Nervus facialis	40
3.1.1.1	Korrelationsanalysen der drei Fazialissegmente untereinander.....	43
3.1.2	Gelenkspalten Hammer-Amboss-Gelenk und Amboss-Stapes-Gelenk	44
3.1.2.1	Korrelationsanalysen der Gelenkspalten untereinander	46
3.1.3	Steigbügel	46
3.1.3.1	Korrelationsanalysen der Stapesstrukturen untereinander	48
3.1.4	Langer Ambossfortsatz	50
3.1.5	Ovales und rundes Fenster	51
3.1.5.1	Korrelationsanalyse ovales und rundes Fenster	52
3.1.6	Bogengänge	52
3.1.6.1	Korrelationsanalysen der drei Bogengänge untereinander	54
3.1.7	Innerer Gehörgang.....	56
3.1.8	Bulbus venae jugularis superior.....	58
3.1.9	Korrelationsanalysen ausgewählter Mittelohrstrukturen untereinander	60
3.2	Summenscore und CTDI	67
4.	Diskussion	69
4.1	Diskussion der Methode	69
4.2	Diskussion der Ergebnisse	78

4.2.1	Nervus facialis	78
4.2.2	Gelenkspalten Ossikelkette	81
4.2.3	Steigbügel	82
4.2.4	Langer Ambossfortsatz	83
4.2.5	Ovales und rundes Fenster	83
4.2.6	Bogengänge	84
4.2.7	Innerer Gehörgang.....	85
4.2.8	Bulbus venae jugularis superior.....	87
4.2.9	Korrelationsanalysen	88
4.3	Summenscore und CTDI	89
4.4	Diskussion von Fehlermöglichkeiten.....	90
4.5	Ausblick	91
5.	Zusammenfassung	93
6.	Summary	95
7.	Abkürzungsverzeichnis.....	97
8.	Literaturverzeichnis	98
9.	Abbildungsverzeichnis.....	107
10.	Tabellenverzeichnis	111
11.	Anhang	113
A	Evaluierungssystem und Notenschemata	113
	Verzeichnis der akademischen Lehrer.....	115
	Danksagung	116

1. Einleitung

1.1 Bedeutung der radiologischen Diagnostik des Felsenbeins

Neben Anamnese und klinischer Untersuchung spielt die radiologische Diagnostik der Laterobasis in der Hals-Nasen-Ohrenheilkunde eine wichtige Rolle. So stellt das Wissen um die individuelle Anatomie von Mittel- und Innenohr in der chirurgischen Therapie von Erkrankungen in diesem Gebiet eine essentielle Grundlage dar. Neben wichtigen Gefäßen verläuft durch das gesamte Felsenbein der Nervus facialis, sodass besonders dort erhöhte Risiken für Pathologien oder Komplikationen liegen.

Goldstandard der bildgebenden Verfahren stellt heute nach wie vor die konventionelle Computertomographie dar [auch: multi-slice CT (MSCT), oder wie im Folgenden verwendet: multi-detector row CT (MDCT) (Kalra und Saini, 2006)]. Insbesondere in der präoperativen bildgebenden Diagnostik vor Ohroperationen wird die Schnittbildgebung derzeit jedoch noch kontrovers diskutiert. Grund dafür ist die seit etwa 13 Jahren zunehmende Integration der Digitalen Volumentomographie im Bereich der Laterobasis (Offergeld et al., 2007; Dalchow et al., 2006a).

Zur besseren Darstellung der Mittelohranatomie mittels CT zeigten bereits die virtuelle Endoskopie bzw. die 3-D-CT Möglichkeiten auf, Strukturen wie die Ossikelkette, ihre Dislokation oder Mittelohrprothesen übersichtlicher darzustellen (Martin et al., 2004; Klingebiel et al., 2001). Allerdings benötigen diese Verfahren einige Minuten Zeit zur Rekonstruktion und beinhalten die Strahlenbelastung einer CT-Untersuchung.

Mit der generellen Implementierung der Digitalen Volumentomographie im Bereich der Hals-Nasen-Ohrenheilkunde erfolgte im Jahr 2003 in der Marburger Universitätsklinik die Umstellung auf diese Methode, welche seitdem routinemäßig für Felsenbeinaufnahmen angewandt wird.

1.2 Entwicklung und aktueller Einsatz der Digitalen Volumentomographie

Die Digitale Volumentomographie (DVT) [engl.: cone-beam computed tomography (CBCT)], ist eine Weiterentwicklung der Orthopantomographie welche aus der Zahnheilkunde stammt (Hashimoto et al., 2003; Arai et al., 1999). Die Anwendung der Kegelstrahlprojektionen als Ersatz für die fächerförmige CT-Technik wurde insbesondere im Bereich der Implantologie zur präoperativen Therapieplanung beschrieben (Mozzo et al., 1998), wo sie heute, wie auch in der Kieferorthopädie, regelhaft eingesetzt wird (Nervina, 2012). Trotz unterlegener Weichteildarstellung im Vergleich zur MDCT sind Flachbilddetektor-CT Entwicklungen auch zur Orientierung im interventionellen und intraoperativen Bereich gut geeignet und finden diesbezüglich zunehmend mehr Verwendung in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie sowie in der Kopf-Hals-Chirurgie (Kalender und Kyriakou, 2007; Daly et al., 2006).

Die Hals-, Nasen- und Ohrenheilkunde hat die DVT daraufhin schnell für sich entdeckt. Vor allem bei Eingriffen am Felsenbein wo die Übersicht im OP-Gebiet, unabhängig von der Erfahrung des Operateurs, manchmal schwierig ist und die Gefahr kritische Strukturen zu verletzen groß, bietet die DVT eine gute Option um mehr Sicherheit zu gewährleisten (Chan et al., 2008; Rafferty et al., 2006).

Besonders hervorgehoben werden bei der DVT die hohe Ortsauflösung, ihre geringe Schichtdicke von 0,125 mm sowie die primär dreidimensionale Darstellung (Dalchow et al., 2006a). Es können alle drei Hauptebenen durchfahren und ohne zusätzliche Kalkulation andere Ebenen rekonstruiert werden.

Bei der Darstellung von Nasenhaupt- und Nasennebenhöhlen konnte bereits gezeigt werden, dass die DVT gut geeignet ist, chirurgisch wichtige Eckpunkte in vivo abzubilden (Güldner et al., 2012a; Bremke et al., 2009). Wie auch in der Laterobasis stellen in der Frontobasis Verletzungen wichtiger Strukturen, z.B. der A. carotis interna oder des N. opticus, ein hohes Operationsrisiko dar, welches

eine präoperative Bildgebung unerlässlich macht. Auch zur Diagnostik von z.B. Nasenbeinfrakturen hat sich die DVT bewährt (Bremke et al., 2010).

In der Laterobasis wurde die DVT wegen ihrer reduzierten Metallartefakte und der geringeren Strahlendosis schon 2007 vereinzelt im Rahmen der Cochlea-Implantat Chirurgie angewandt (Offergeld et al., 2007). Heute spielt sie eine Schlüsselrolle in der OP-Planung und Qualitätskontrolle (Zou et al., 2015a). Der Stellenwert der DVT zur Beurteilung der intracochleären Elektrodenlage ist derzeit noch nicht abschließend geklärt, jedoch werden die Möglichkeiten der genauen Skalenlokalisierung weiterhin vielfach untersucht (Diogo et al., 2014; Saeed et al., 2014; Güldner et al., 2012b; Güldner et al., 2011; Struffert et al., 2010).

Der klinische Wert der DVT ist (mit Ausnahme der Hochkontrastdiagnostik im Zahn- und Kieferbereich) bis jetzt nicht abschließend beurteilbar (Dammann et al., 2014). So ist die DVT in den zuletzt gültigen Leitlinien „im Einzelfall als mögliche Alternative zur CT benannt, jedoch noch ohne konkrete Anwendungsempfehlung.“ (Dammann et al., 2014; AWMF, 2011).

Nachdem bereits diverse Anatomie-Studien an Felsenbein- und Leichenkopfpräparaten durchgeführt worden sind (vgl. Kapitel 4.1), lag der Fokus dieser Arbeit auf der Anwendbarkeit der DVT in der täglichen Routine.

1.3 Anatomie des Felsenbeins

Im Folgenden werden die für diese Arbeit relevanten anatomischen Grundlagen beschrieben. Das Felsenbein (Pars petrosa des Os temporale) bildet mit zwei weiteren Knochenanlagen (Pars squamosa und Pars tympanica) das zur Schädelbasis gehörende Schläfenbein (Os temporale). In der Pars petrosa des Os temporale sind Gehör- und Gleichgewichtsorgan lokalisiert, außerdem formt es Durchtrittsstellen für wichtige Leitungsbahnen wie den Nervus facialis, die Arteria carotis interna und die Vena jugularis interna.

1.3.1 Mittelohr

Das Hörorgan ist von lateral nach medial in drei Abschnitte unterteilt: Außen-, Mittel- und Innenohr. In der pneumatisierten Paukenhöhle (Cavitas tympani) des Mittelohrs befindet sich die Gehörknöchelchen- (=Ossikel-) kette, die als funktionelle Einheit zwischen Trommelfell (Membrana tympani) und ovalem Fenster (Fenestra vestibuli) dient. Die Ossikelkette besteht aus drei Gliedern: Hammer (Malleus), Amboss (Incus) und Steigbügel (Stapes), die über zwei gelenkige Verbindungen, der *Articulatio incudomallearis* zwischen Hammer und Amboss, sowie über die *Articulatio incudostapedialis* zwischen Amboss und Steigbügel miteinander artikulieren.

Bei der *Art. incudomallearis* handelt es sich um ein Sattelgelenk, welches aufgrund seiner straffen Gelenkkapsel nur wenig Bewegungsspielraum hat. Der ventral gelegene Hammerkopf (*Caput mallei*) artikuliert hier dorsomedial mit der Gelenkfläche des Ambosskörpers (*Corpus incudis*). Der Amboss besitzt neben einem kurzen Schenkel (*Crus breve incudis*) auch einen langen Schenkel bzw. Fortsatz (*Crus longum incudis*). Letzterer sorgt durch seine Hebelwirkung für die nötige Kraftverstärkung am Steigbügel, so geht er in den *Processus lenticularis* über, welcher wiederum mit dem Steigbügelkopf über die *Art. incudostapedialis* in Verbindung steht (Schiebler, 2005). Der Steigbügel (Stapes) besteht aus fünf Komponenten: dem Stapeskopf (*Caput stapedis*), dem Hals (*Collum stapedis*), dem hinteren (*Crus posterius stapedis*) und vorderen (*Crus anterius stapedis*) Schenkel sowie der Fußplatte (*Basis stapedis*), welche durch das *Lig. anulare stapediale* in das ovale Fenster (*Fenestra vestibuli*) eingehängt ist (Schiebler, 2005).

Die Pendelbewegungen der Ossikelkette beim Hörvorgang werden durch zwei Muskeln, den *M. tensor tympani* und den *M. stapedius* reguliert. Die Paukenhöhle und alle in ihr liegenden Strukturen sind von einer Schleimhaut bedeckt. Die Paukenhöhle wird in drei Etagen unterteilt: Auf Höhe des Epitympanon (Kuppelraum/Attikus) befinden sich Hammerkopf und Ambosskörper, nach dorsal schließen sich hier über den *Aditus ad antrum*

mastoideum die den Processus mastoideus belüftenden Zellen (Cellulae mastoideae) an. Wie die Nasennebenhöhlen dienen die Mastoidzellen als akustische Resonanzräume. Das mittig gelegene Mesotympanon grenzt lateral an das Trommelfell, medial wölbt sich die basale Schneckenwindung als Promontorium in die Paukenhöhle vor, direkt darüber bilden das ovale und runde Fenster die Grenze zum Innenohr. Unterhalb des Trommelfells liegt das Hypotympanon welches nach ventral über die Tuba auditiva mit dem Nasenrachenraum in Verbindung steht. Auf diesem Wege wird eine konstante Belüftung der Paukenhöhle erreicht, sodass zwischen Mittelohr und Umgebung stets ein Druckausgleich stattfinden und folglich das Trommelfell beim Eintreffen von Schallwellen über den äußeren Gehörgang ungehindert schwingen kann. Diese Schwingungen werden von der Ossikelkette über das ovale Fenster auf ein wässriges Medium im Innenohr, die Perilymphe, übertragen. Da der Wellenwiderstand der Luft geringer ist als der der Perilymphe (die Zusammensetzung der Perilymphe entspricht einem Ultrafiltrat des Blutes), ist eine Schallverstärkung erforderlich. Diese erfolgt hauptsächlich durch den Größenunterschied zwischen den Membranen (Flächenverhältnis Trommelfell zu ovalem Fenster: $45\text{-}55\text{ mm}^2 / 3\text{-}5\text{ mm}^2$) und zu einem kleineren Teil durch die Hebelwirkung der Ossikelkette, sodass insgesamt der Schalldruck um das 22-fache verstärkt wird (Schünke et al., 2006; Schiebler, 2005).

1.3.2 Innenohr

Das Innenohr (Auris interna) als knöchernes Hohlraumsystem -auch als Labyrinth bezeichnet- beheimatet neben dem Hörorgan auch das Gleichgewichtsorgan. Ersteres ist durch die Gehörschnecke (Cochlea) gekennzeichnet welche einen in drei Kompartimente unterteilten, sich windenden Kanal enthält. Oben befindet sich die vom ovalen Fenster ausgehende Scala vestibuli, unten die Scala tympani die am runden Fenster endet, beide Räume sind mit Perilymphe gefüllt und stehen am Helicotrema, der Schneckenspitze, miteinander in Verbindung. In der Mitte liegt der mit Endolymphe (Ionenzusammensetzung wie im Zellinneren)

gefüllte Ductus cochlearis, auf dessen Boden, der Basilarmembran, das eigentliche Hörorgan (Corti-Organ) in Form eines Sinnes- und Stützzellensystems sitzt. Die Perilymphe überträgt den aus dem Mittelohr stammenden Schalldruck abhängig von der Frequenz an einer definierten Stelle im Schneckenkanal auf die Basilarmembran. Diese erregt die Rezeptoren des Corti-Organs und die Signaltransduktion nimmt ihren Lauf. Das runde Fenster (Fenestra rotunda bzw. cochleae) ermöglicht Ausgleichbewegungen der fortgeleiteten Flüssigkeitswelle im Perilymphraum (Kösling und Bootz, 2010; Schünke et al., 2006).

Das Gleichgewichtsorgan (Vestibularapparat) besteht aus dem Vestibulum, einer Knochenkapsel die Sacculus und Utriculus enthält und aus drei vom Utriculus ausgehenden membranösen Bogengängen (Ductus semicirculares), die jeweils von einer knöchernen Hülle (Canales semicirculares) umschlossen sind: Vorderer Bogengang (Ductus semicircularis anterior), lateraler bzw. horizontaler Bogengang (Ductus semicircularis lateralis) und hinterer Bogengang (Ductus semicircularis posterior). Die drei Bogengänge stehen senkrecht zueinander und sind in einem Winkel von etwa 45° zur Sagittalebene des Kopfes ausgerichtet. Der laterale bzw. horizontale Bogengang ist zusätzlich um 30° nach kaudal gekippt. Die anatomische Lage der Bogengänge muss sowohl bei der klinischen Diagnostik als auch bei der Begutachtung von Bildmaterial bedacht werden. Der Hohlraum des knöchernen Labyrinths ist mit Perilymphe und Bindegewebe gefüllt, sodass das Endolymphe enthaltende häutige Labyrinth bzw. die Ductus semicirculares in den Canales semicirculares „schwimmen“. An ihrem Ursprung weisen die Bogengänge Erweiterungen auf, die die Sinnesleisten (Cristae ampullares) enthalten, welche auf Drehbeschleunigung reagieren. Sacculus und Utriculus enthalten Sinnesfelder, die Makulaorgane, die für die Wahrnehmung von horizontaler (Macula utriculi) und vertikaler (Macula sacculi) Linearbeschleunigung in Bezug auf die Schwerkraft oder Translationsbeschleunigungen zuständig sind (Schünke et al., 2006; Schiebler, 2005).

1.3.3 Nervus facialis und innerer Gehörgang

Der N. facialis (VII. Hirnnerv) führt Fasern gemischter Qualität: motorisch (somatoefferent), sensorisch (somatoafferent), sekretorisch (viszeroefferent) und Geschmacksfasern. Er entspringt aus drei verschiedenen im Pons liegenden Kerngebieten. Die motorischen Fasern aus dem Nucleus n. facialis, die die mimische Muskulatur innervieren, umlaufen zunächst den dorsal gelegenen Abduzenskern womit sie das innere Fazialisknie bilden. Nach ventral ziehend lagern sich die als N. intermedius bezeichneten nichtmotorischen Fasern dem N. facialis an. Zusammen mit dem N. vestibulocochlearis tritt der N. facialis durch den Porus acusticus internus an der Hinterwand des Felsenbeins in den nach lateral verlaufenden inneren Gehörgang (Meatus acusticus internus) ein.

Im Felsenbein unterscheidet man vier Abschnitte des N. facialis: kanalikulär (meatal), labyrinthär, tympanal und mastoidal. In dem etwa einen Zentimeter langen inneren Gehörgang verläuft der N. facialis zusammen mit dem N. intermedius im vorderen oberen Anteil. Kranial der Cochlea verlässt der N. facialis den inneren Gehörgang und ist fortan von einem knöchernen Kanal umgeben, dem Canalis nervi facialis. Auf seiner kurzen labyrinthären Strecke durch die Felsenbeinpyramide zieht der N. facialis kommaförmig nach ventro-kranial zum äußeren Fazialisknie (Dillo W. et al., 1998). Am hier liegenden Ganglion geniculi biegt der N. facialis um 90° nach dorsal um. Hier beginnt der tympanale Abschnitt, in dem der Nerv entlang der medialen Paukenhöhlenwand oberhalb des ovalen Fensters bogenförmig weiter nach kaudal zieht (Kösling und Bootz, 2010). Schließlich verläuft der N. facialis im mastoidalen Abschnitt annähernd vertikal durch den Processus mastoideus, bis er am Foramen stylomastoideum aus der Schädelbasis austritt. Ziel ist die Gl. Parotidea, in der sich die motorischen Fazialisfasern weiter verzweigen und nach ventral in die mimische Gesichtsmuskulatur auslaufen.

Während seines Verlaufs durch das Felsenbein gibt der N. facialis im Wesentlichen drei Nerven ab: Am Ganglion geniculi den N. petrosus major, der indirekt die Tränen-, Nasen- und Gaumendrüsen innerviert. Als zweites zweigt

der N. stapedius zum gleichnamigen Muskel ab. Kurz über dem Foramen stylomastoideum verlässt die Chorda tympani den N. facialis, sie enthält die Geschmacksfasern der vorderen zwei Drittel der Zunge, sowie präganglionäre parasympathische Fasern, die indirekt die Speicheldrüsen innervieren. Die Chorda tympani zieht allein von Schleimhaut bedeckt mitten durch die Paukenhöhle, tritt an der Fissura petrotympanica aus der Felsenbeinpyramide aus und schließt sich auf ihrem Weg zum Ganglion submandibulare dem N. lingualis des N. trigeminus an (Schünke et al., 2006; Schiebler, 2005).

1.3.4 Bulbus venae jugularis superior

Das venöse Blut aus dem Schädelinneren wird von weitleumigen venösen Blutleitern, den Sinus durae matris, gesammelt und zum größten Teil über den Sinus sigmoideus in die V. jugularis interna drainiert. Der Sinus sigmoideus verläuft S-förmig entlang des Os temporale und geht mit Durchtritt durch das Foramen jugulare in die V. jugularis interna über. Deren anfängliche Auftreibung wird als Bulbus venae jugularis superior bezeichnet, der die Fossa jugularis des Os temporale ausformt. Die Funktion des Bulbus besteht in seinen Strömungseigenschaften, so soll durch Wirbelbildung des Blutes ein Leerlaufen der starren Sinus durae matris verhindert werden (Schiebler, 2005).

1.4 Fragestellungen

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit sollten insbesondere folgende Fragestellungen behandelt werden:

1. Evaluation der in-vivo-Darstellung anatomischer Strukturen der Laterobasis durch die Digitale Volumentomographie (DVT): Wie gut sind die folgenden Parameter mithilfe der DVT zu beurteilen?
 - N. facialis (mastoidal, tympanal und labyrinthär)
 - Gelenkspalten Hammer-Amboss-, und Amboss-Stapes-Gelenk

- Langer Ambossfortsatz
- Stapes (Kopf, hinterer und vorderer Schenkel)
- Rundes und ovales Fenster
- Die drei Bogengänge
- Bulbus venae jugularis superior

2. Ist die Beurteilbarkeit der evaluierten Strukturen altersabhängig?

3. Erhebung anatomischer Varianten in Hinblick auf die präoperative Risikoevaluation mittels DVT zur Vermeidung intraoperativer Komplikationen:
 - Wie häufig kommen bei den folgenden Strukturen Dehiszenzen der knöchernen Begrenzung vor?
 - N. facialis
 - Bogengänge
 - Bulbus venae jugularis superior
 - Wie oft steht der Bulbus venae jugularis superior über dem Gehörgangsboden? Wie viele Millimeter beträgt in dem Fall der Bulbushochstand?

4. Wie groß ist der Durchmesser des inneren Gehörgangs an seiner Ampulle? Spielen das Lebensalter oder das Geschlecht eine Rolle bei der Weite des inneren Gehörgangs?

5. Welche Unterschiede gibt es zwischen der Beurteilbarkeit der Aufnahmen von lebenden Patienten zu Aufnahmen von Felsenbeinpräparaten?

2. Patienten, Material und Methoden

2.1 Patientenkollektiv

Im Zeitraum eines Jahres (Oktober 2009 bis September 2010) wurden in der Klinik für Hals-, Nasen- und Ohrenheilkunde der Universitätsklinik Marburg etwa 300 in-vivo-DVT-Aufnahmen des Felsenbeins angefertigt. Indikationen waren die radiologische Bildgebung zur weiteren Diagnostik bei Verdacht auf Mittelohrpathologien sowie die präoperative Evaluierung. Die Auswahl beschränkte sich auf alle noch zur Verfügung stehenden Rohdaten. Die Aufnahmen von 17 Patienten wurden aufgrund extrem schlechter Bildqualität ausgeschlossen. Grund dafür waren zum einen Bewegungsartefakte, die eine Evaluierung aller Strukturen unmöglich machte, und zum anderen Implantate (z.B. Cochleaimplantate) wo aufgrund des überlagerten Artefakts eine suffiziente Beurteilung nicht möglich war. Somit konnten in der vorliegenden Untersuchung 228 Datensätze ausgewertet werden die von 148 Patienten stammten (bei 80 Patienten davon wurden beidseitig Aufnahmen erstellt). Dabei wurden rechtes und linkes Ohr getrennt analysiert. 123 (53,9%) Aufnahmen stammten von männlichen und 105 (46,1%) von weiblichen Patienten. Das durchschnittliche Alter der Patienten (\pm Standardabweichung) betrug $48,7 \pm 18,6$ Jahre mit einer Lebensaltersspanne von 6 bis 89 Jahren. Die Altersverteilung der untersuchten Patienten entspricht nahezu einer Gauß'schen Normalverteilung (siehe Abb. 1).

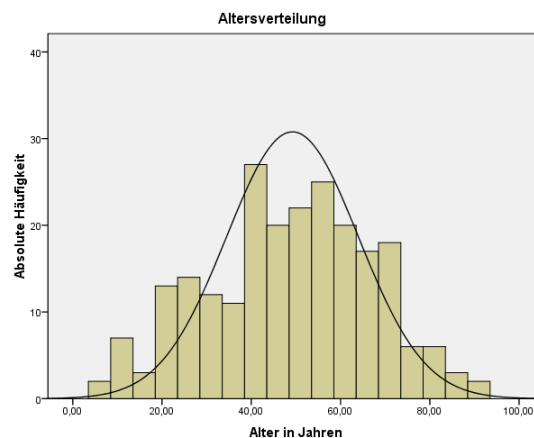


Abbildung 1: Altersverteilung im Patientenkollektiv

2.2 Methoden

2.2.1 Grundprinzip der Digitalen Volumentomographie

Die Aufnahmeeinheit (C-Arm), bestehend aus Emittor (Röntgenröhre) als Spitze und Detektor (Flachbilddetektor) als Basis, bedient sich der kegelförmigen Ausbreitung des Röntgenstrahls (Abb. 2). Der C-Arm umkreist innerhalb von 18 Sekunden das Isozentrum des zu untersuchenden Bereiches vollständig, währenddessen wird eine Vielzahl an zweidimensionalen Projektionen erzeugt. Diese werden durch den Flachbilddetektor in ein digitales Signal umgewandelt und an den Computer weitergeleitet. Mit Hilfe eines komplexen mathematischen Algorithmus wird ein dreidimensionaler Bilddatensatz errechnet, der unmittelbar danach am Computermonitor betrachtet und evaluiert werden kann (Morita, 2016).

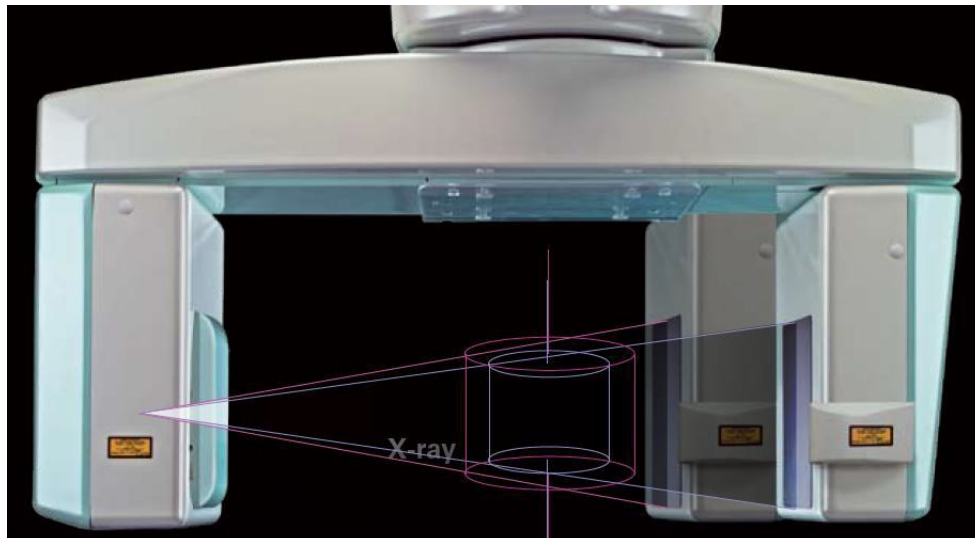


Abbildung 2: C-Arm mit Röntgenröhre (linke Seite) und gegenüberliegendem Flachbilddetektor (rechte Seite): Dargestellt ist der Strahlenverlauf bei zwei verschiedenen großen Aufnahmevolumina. Nach Rotation des C-Arms und damit der Kegelstrahlen um den Mittelpunkt entsteht ein zylindrisches Zielvolumen. Nach Prozessierung in der Workstation kann dieses Volumen am Monitor in allen Ebenen betrachtet werden (Quelle: Firma Morita, Kyoto, Japan)

2.2.2 Funktionsweise und technische Parameter des digitalen Volumentomographen



Abbildung 3: 3D Accu-tomo 170 der Firma Morita (Kyoto, Japan)

Die Bilddaten für die vorliegende Arbeit wurden durch das DVT-Gerät der Firma Morita 3D Accu-I-tomo 170/F17 (J. Morita MFG Corporation, Kyoto, Japan) generiert (Abb. 3). Im Folgenden ist die Durchführung einer Felsenbeinaufnahme am Patienten beschrieben.

Der Patient sitzt aufrecht im Untersuchungsstuhl, der Kopf wird mittels Stützen fixiert, das Kinn ist aufgelagert.

Mit Hilfe von drei Laserpilotstrahlen wird das Zielvolumen, die sogenannte region

of interest (ROI), eingestellt (Abb. 4). Zur präzisen Definition des Untersuchungsbereiches werden zwei Scout-aufnahmen gefertigt, auf deren Basis eine Anpassung des Untersuchungsvolumens möglich ist, sodass der Untersuchungsstuhl dann automatisch die ideale Position einnimmt.

Das zylinderförmige Aufnahmevolumen wird bei Felsenbeinaufnahmen auf eine Größe von 60 mm Durchmesser x 60 mm Höhe festgesetzt (je nach ROI kann zwischen neun Aufnahmevolumina gewählt werden mit Durchmessern zwischen 40 mm und 170 mm).

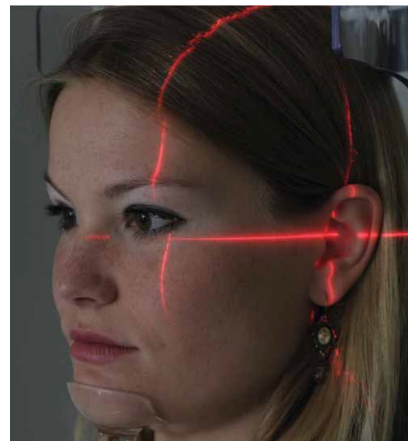


Abbildung 4: Einstellung der drei Hauptebenen mittels Laserpilotstrahlen: Zur Orientierung dienen der laterale Augenwinkel, die Hinterwand des äußeren Gehörgangs und die Linea temporalis (Quelle: Fa Morita, Kyoto, Japan)

Grundsätzlich stehen für unterschiedliche Fragestellungen vier Aufnahmemodi zur Verfügung, die sich in ihrer Aufnahmezeit sowie der applizierten Dosis unterscheiden: Hochauflösungs-Modus (*High-Res*) und Präzisions-Modus (*Hi-Fi*) (beide 30,8 Sek), Hochgeschwindigkeits-Modus (*Hi-Speed*; 10,5 Sek) und Standardmodus (*Std*; 17,5 Sek). Außerdem können die Röhrenparameter wie Röhrenspannung (60 bis 90 kV) und Stromstärke (1 bis 10 mA) sowie der Rotationswinkel der Röhre (180° und 360°) verändert werden, sodass die applizierte Dosis im Standardmodus zwischen 0,3 und 11,3 mGy variiert. Die für die vorliegende Studie ausgewerteten Aufnahmen wurden gemäß dem damalig aktuellen Standardmodus mit 90 kV, 5 mA und 360° Rotationswinkel entsprechend einem CTDI von 5,7 mGy erstellt. Individuelle Veränderungen resultierten aus speziellen Fragestellungen oder Patienteneigenschaften, bei denen mehr oder weniger applizierte Dosis notwendig war.

Während der C-Arm innerhalb von 18 Sekunden (Standardmodus) um 360° um die ROI rotiert, werden je nach Einstellung zwischen 313 und 568 zweidimensionale Einzelbilder (sogenannte Frames) erstellt, die anschließend mit der Anwendungssoftware zu einem dreidimensionalen Rohdatensatz verrechnet werden. Dessen kleinste Volumeneinheit (Voxel) in Form eines isotropen Würfels hatte in den vorliegenden Felsenbeinuntersuchungen standardmäßig eine Kantenlänge von 0,125 mm.

2.2.2.1 Bildrekonstruktion und -betrachtung

Um das vorliegende zylindrische Volumen sichtbar zu machen, werden aus den Voxeln Schnittbilder rekonstruiert. Hierbei sind die Parameter Schichtdicke (mm) und Schichtintervall (mm) von Interesse. Theoretisch könnte somit jedes Felsenbein mit einer Schichtdicke von 0,125 mm rekonstruiert werden. Da jedoch mit kleiner werdender Schichtdicke das Rauschen im Einzelbild zunimmt, wird die Differenzierung zwischen Struktur und Rauschen stetig schwieriger. Somit hat es sich bewährt, eine Standardrekonstruktion mit einer Schichtdicke von 1 mm und einem Schichtintervall von 0,5 mm zu verwenden.

Im Rahmen dieser Arbeit wurde die *i-Dixel-Software* mit dem Bildbetrachtungsprogramm *One-Volume-Viewer* (Ver. 1.5.0, Dez. 2008, J. Morita Mfg. Corp., Kyoto, Japan) verwendet. Man erhält ein Ansichtsfenster welches das Volumen in den drei Raumachsen (koronar, sagittal und axial) darstellt. Bezugspunkte können durch Verschieben zweier Hilfslinien, die jeweils die beiden anderen Hauptebenen repräsentieren, aufgesucht werden. Auf Basis der kompletten Rohdaten ist eine Rotation des Aufnahmevolumentums möglich, sodass die Strukturen von Interesse in jeglicher Schnittebene dargestellt werden können. Mittels Zoomfunktion kann man besonders kleine Strukturen, wie etwa den Steigbügel, vergrößern und mit Messinstrumenten ist das Ausmessen von Strecken und Winkeln möglich. Helligkeit und Kontrast können angepasst werden, möglichst gleichbleibende Verhältnisse diesbezüglich wurden vom Untersucher angestrebt. Darüberhinaus existieren weitere Tools, wie eine dreidimensionale Bilddarstellungsfunktion oder eine multiplanare Rekonstruktion (*Curved MPR-Modus*, z.B. zur Skalenlokalisation der Elektroden von Cochleaimplantaten), die für die vorliegende Studie nicht zur Anwendung kamen.

2.2.3 Evaluation der anatomischen Strukturen

Im Rahmen dieser Arbeit wurden insgesamt 16 klinisch relevante Strukturen im Bereich der Laterobasis evaluiert. Sämtliche Parameter wurden hinsichtlich ihrer Beurteilbarkeit (komplett, teilweise, nicht und fraglich beurteilbar) analysiert, mit Ausnahme des inneren Gehörgangs, bei dem lediglich der Durchmesser in koronarer Ansicht erhoben wurde. Bei Strukturen mit knöcherner Begrenzung (N. facialis, Bogengänge und Bulbus venae jugularis) erfolgte zusätzlich die Bewertung dieser (komplett intakt, inkomplett intakt, komplett dehiszent, inkomplett dehiszent, nicht und fraglich darstellbar). Die Note für die knöcherne Begrenzung schließt stets die Note für die Beurteilbarkeit der Grundstruktur mit ein. Als Dehiszenzen wurden jeweils Wandlücken $\geq 0,5$ mm berücksichtigt.

Anhand ausgewählter beispielhafter Abbildungen wurde in Zusammenarbeit mit dem wissenschaftlichen Betreuer ein „Maßstab“ entwickelt, der zur Orientierung bei der Einschätzung diene. Alle Analysen wurden nach einer entsprechenden Einarbeitung von demselben Untersucher durchgeführt und bei Bedarf mit dem Betreuer der Arbeit reevaluiert. Aufgrund der hohen Fallzahl der Felsenbeine mit ihrer individuellen Anatomie war es nicht möglich und auch nicht sinnvoll, eine konstante Standardschnittebene einzuhalten. Es wurde stets die subjektiv am besten zu evaluierende Einstellungsebene gewählt. Die meisten Strukturen waren allein mittels Durchfahren einer der drei Hauptebenen einstellbar. Bei den schwieriger aufzufindenden Strukturen, wo eine oder mehrere Rotationen erforderlich sind (tympanale Strecke des N. facialis, Amboss-Steigbügel-Gelenk, Steigbügel und Bogengänge), erfolgt im betreffenden Kapitel eine genaue Beschreibung zum Vorgehen.

Im Folgenden wird für jede vorkommende Kategorie mindestens ein Beispielbild aufgeführt. Bei den Bildern handelt es sich um z.T. vergrößerte oder verkleinerte Ausschnitte der Originale unter Beibehaltung der ursprünglichen Seitenverhältnisse.

2.2.3.1 Nervus facialis, mastoidale Strecke

Die Beurteilbarkeit des N. facialis bei seinem Verlauf durch den Processus mastoideus fand in sagittaler Schnittebene statt, etwa auf Höhe des angeschnittenen horizontalen Bogengangs. Um die knöcherne Begrenzung zu evaluieren wurde der Canalis nervi facialis in axialer Ebene durchfahren, sodass Bild B in den folgenden Abbildungen jeweils nur einer Momentaufnahme entspricht.

Folgende Varianten wurden analysiert:

1. Komplette beurteilbar, knöcherne Begrenzung komplett intakt (Abb. 5)
2. Komplette beurteilbar, knöcherne Begrenzung dehiszent (Abb. 6)

3. Inkomplett beurteilbar, knöcherner Begrenzung inkomplett intakt (Abb. 7)
4. Inkomplett beurteilbar, knöcherner Begrenzung inkomplett dehiszent (Abb. 8)
5. Inkomplett beurteilbar, knöcherner Begrenzung fraglich (Abb. 9)
6. Nicht beurteilbar, knöcherner Begrenzung fraglich (Abb. 10)

In Abbildung 5 stellt sich der Nervenkanal komplett und durchgehend knöchern begrenzt dar, was zur Benotung ‚komplett-intakt‘ führt.

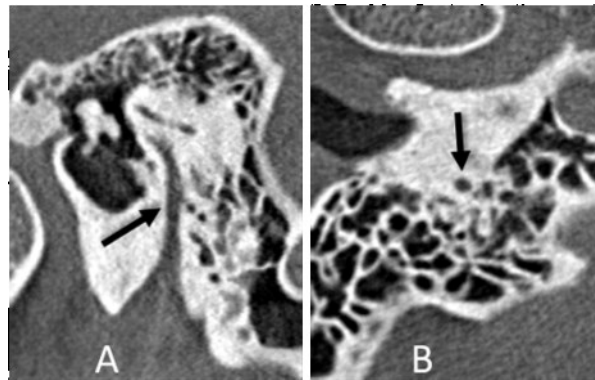


Abbildung 5: Nervus facialis, mastoidale Strecke (schwarze Pfeile) in sagittaler (Bild A) und axialer (Bild B) Ansicht; komplett beurteilbar, knöcherner Begrenzung intakt

Im ebenfalls komplett zu beurteilenden Nervenkanal in Abbildung 6 ist sowohl in sagittaler als auch in axialer Ansicht deutlich eine Dehiszenz zum Mittelohr festzustellen und in sagittaler Ansicht eine zusätzliche Erweiterung im Canalis nervi facialis, bei der es sich möglicherweise um Cellulae mastoideae handelt. Die Benotung entspricht hier ‚komplett-dehiszent‘

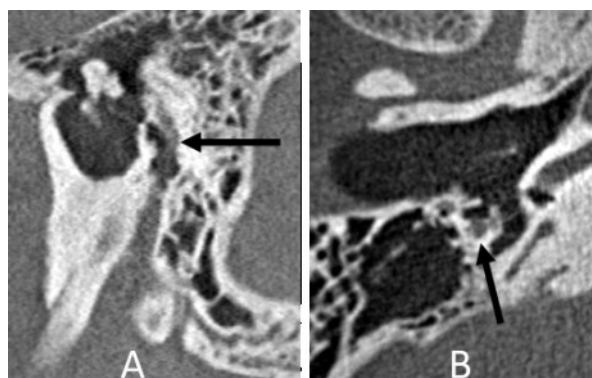


Abbildung 6: Nervus facialis, mastoidale Strecke (schwarze Pfeile) in sagittaler (A) und axialer (B) Ansicht; komplett beurteilbar, knöcherner Begrenzung dehiszent

In Abbildung 7 (Bild A) ist das obere Drittel des mastoidalen N. facialis nur unscharf zu erkennen und erlaubt keine Aussage über die knöcherne Begrenzung, während sich die unteren zwei Drittel noch relativ deutlich darstellen und die knöcherne Begrenzung durchgängig ist. Die Benotung erfolgt hier als ‚inkomplett-intakt‘.

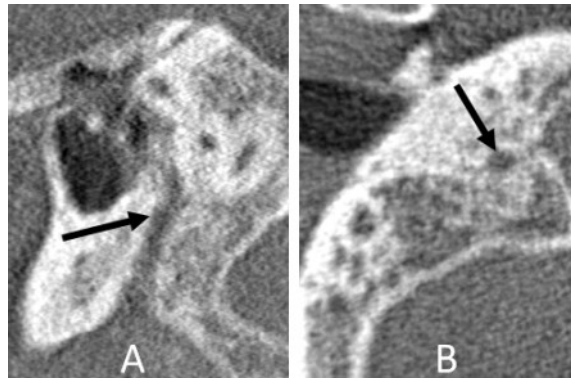


Abbildung 7: Nervus facialis, mastoidale Strecke (schwarze Pfeile) in sagittaler (A) und axialer (B) Ansicht; inkomplett beurteilbar, knöcherne Begrenzung inkomplett intakt

In Abbildung 8 ist besonders das axiale Schnittbild durch streifenförmige Artefakte verzerrt. Auf Höhe des schwarzen Pfeils (Bild A und B) ist eine Ausbuchtung erkennbar die sich mit einer größeren Zelle verbindet, was in diesem Fall als Dehiszenz zu werten ist. Wichtig in diesem Kontext ist die Abgrenzung von der A. tympanica posterior, die den N. facialis physiologisch durch das Mastoid begleitet, und von Verlaufsvarianten wie einer gedoppelten mastoidalen Strecke.

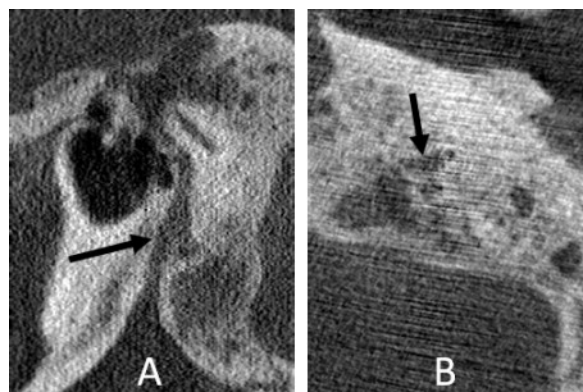


Abbildung 8: Nervus facialis, mastoidale Strecke (schwarze Pfeile) in sagittaler (A) und axialer (B) Ansicht; inkomplett dehiszent

Abbildung 9 ist im Vergleich zu den vorausgegangenen Bildern nicht eindeutig zu beurteilen. Lediglich der Bereich der mastoidalen Fazialisstrecke oberhalb des Foramen stylomastoideum ist scharf abgrenzbar, die anderen Abschnitte sind zu verwaschen. Zur knöchernen Begrenzung lässt sich keine sichere Aussage treffen, daher die Bewertung als inkomplett-fraglich.

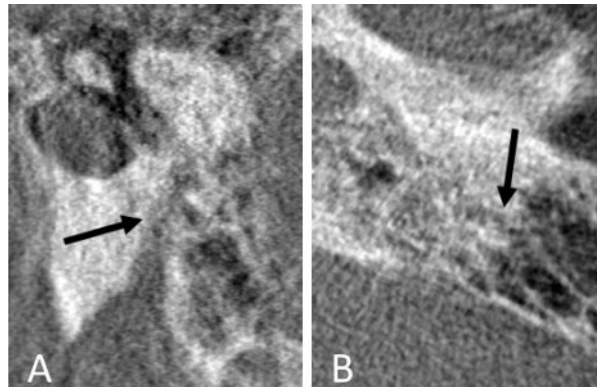


Abbildung 9: Nervus facialis, mastoidale Strecke (schwarze Pfeile) in sagittaler (A) und axialer (B) Ansicht; inkomplett beurteilbar, knöcherne Begrenzung fraglich

Abbildung 10 weist deutliche Bewegungsartefakte auf, die eine genauere Beurteilung des mastoidalen N. facialis unmöglich machen. Die Durchgängigkeit der knöchernen Begrenzung ist hier in Frage zu stellen.

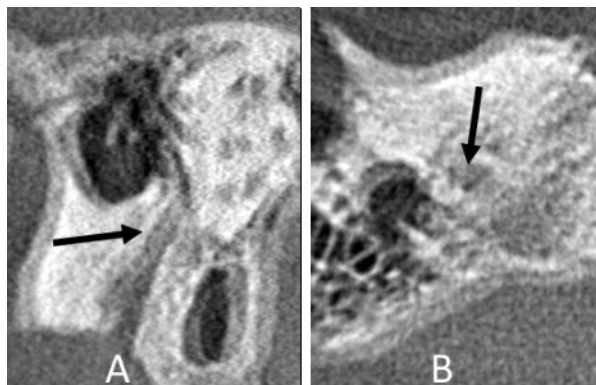


Abbildung 10: Nervus facialis, mastoidale Strecke (schwarze Pfeile) in sagittaler (A) und axialer (B) Ansicht; nicht beurteilbar, knöcherne Begrenzung fraglich

2.2.3.2 Nervus facialis, tympanale Strecke

Um den tympanalen Streckenabschnitt einzustellen, wird zunächst das äußere Fazialisknie in axialer Ebene aufgesucht (siehe Kapitel 2.2.3.3) und das Fadenkreuz (Cursorlinien der anderen zwei Ebenen) auf diesem platziert. Nun erfolgt eine Rotation der koronaren Ebene so weit, bis sich die tympanale Strecke (verläuft entlang der medialen Paukenhöhlenwand) in der axialen Ebene vollständig darstellt. Die Richtung der Rotation hängt dabei von der Felsenbeinseite ab: bei rechten Felsenbeinen wird im Uhrzeigersinn, bei linken Felsenbeinen gegen den Uhrzeigersinn gedreht.

Folgende Varianten wurden analysiert:

1. Komplette beurteilbar, knöchernen Begrenzung intakt (Abb. 11)
2. Komplette beurteilbar, knöchernen Begrenzung dehiszent (Abb. 12)
3. Inkomplette beurteilbar, knöchernen Begrenzung intakt (Abb. 13)
4. Inkomplette beurteilbar, knöchernen Begrenzung dehiszent (Abb. 14)
5. Komplette beurteilbar, knöchernen Begrenzung nicht vorhanden (Abb. 15)
6. Fraglich beurteilbar, knöchernen Begrenzung fraglich intakt (Abb. 16)
7. Nicht beurteilbar, knöchernen Begrenzung fraglich intakt (Abb. 17)

Abbildung 11 zeigt einen komplett beurteilbaren Kanal mit durchgängiger knöcherner Begrenzung und ist somit als ‚komplett-intakt‘ zu bewerten.



Abbildung 11: Nervus facialis, tympanale Strecke (weißer Pfeil) in gedreht axialer Ansicht; komplett beurteilbar, knöchernen Begrenzung komplett intakt

In Abbildung 12 sind drei tympanale Verläufe des N. facialis dargestellt (Bilder A-C) deren knöcherne Begrenzung zur Paukenhöhle in Form der Knochenlamelle jeweils komplett nachvollziehbar ist, jedoch Dehiszenzen zum Mittelohr aufweist (siehe weiße Pfeile).

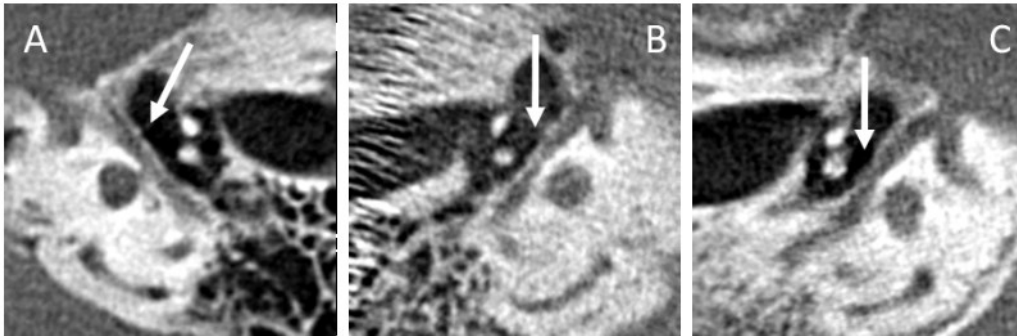


Abbildung 12: Nervus facialis, tympanale Strecke links (A) und rechts (B und C) in gedreht axialer Ansicht; komplett beurteilbar, knöcherne Begrenzung dehiszent (weiße Pfeile)

In Abbildung 13 ist in den Bildern A bis C die Knochenlamelle nur in Teilen deutlich sichtbar, diese Abschnitte sind jedoch durchgängig intakt, sodass sie allesamt als ‚inkomplett-intakt‘ zu bewerten sind.

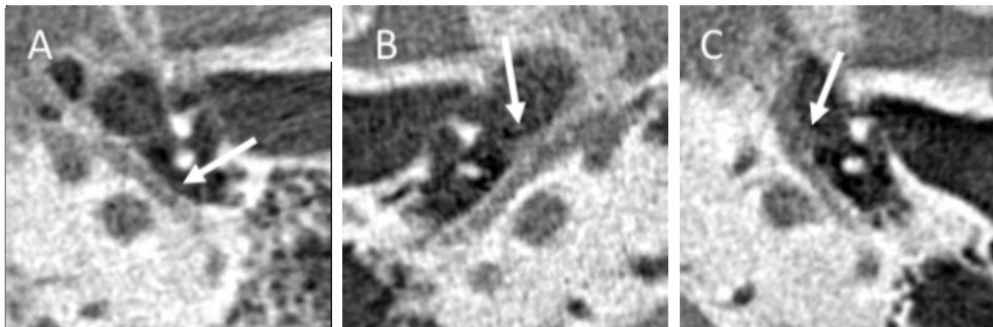


Abbildung 13: Nervus facialis, tympanale Strecke; inkomplett beurteilbar, knöcherne Begrenzung inkomplett intakt (nicht beurteilbare Abschnitte durch weiße Pfeile gekennzeichnet)

Abbildung 14 zeigt eine nur zum Teil erkennbare Knochenlamelle im unteren Drittel, auf Höhe der Pfeilspitze befindet sich eine Wanddehiszenz, als Benotung erfolgt ‚inkomplett-dehiszent‘.

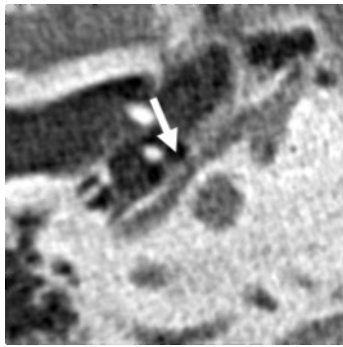


Abbildung 14: Nervus facialis, tympanal; inkomplett beurteilbar, knöcherne Begrenzung dehiszent (inkomplett-dehiszent)

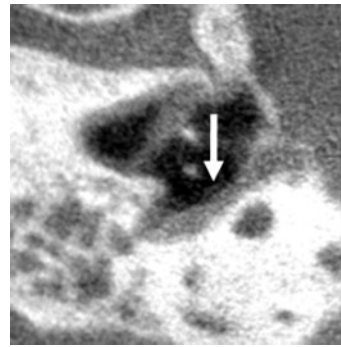


Abbildung 15: Nervus facialis, tympanale Strecke; komplett beurteilbar, knöcherne Begrenzung nicht vorhanden

Als Einzelfall stellt sich der tympanale Fazialisverlauf in Abbildung 15 dar, so macht es durch den deutlich klaren Übergang von der luftgefüllten (und sich damit schwarz darstellenden) Paukenhöhle zum Grauton des Weichteilgewebes (in diesem Fall den Nerven), den Anschein, als fehle die Knochenlamelle vollständig. Hier wurde der N. facialis mit ‚komplett beurteilbar, knöcherne Begrenzung nicht vorhanden‘ bewertet.

In Abbildung 16 ist die Grenze zwischen Nerv und Knochenlamelle hochgradig unscharf, sodass keinerlei Aussage dazu möglich ist: ‚fraglich beurteilbar, knöcherne Begrenzung fraglich intakt‘.



Abbildung 16: Nervus facialis, tympanal; fraglich beurteilbar, knöcherne Begrenzung fraglich intakt

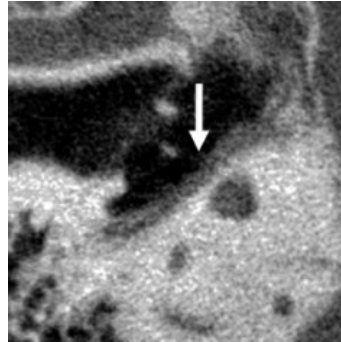


Abbildung 17: Nervus facialis, tympanale Strecke; nicht beurteilbar, knöcherne Begrenzung fraglich intakt

In Abbildung 17 ist der N. facialis im Vergleich zu Abbildung 15 nicht ausreichend scharf von der Paukenhöhle abgrenzbar, sodass die knöcherne Begrenzung nicht eindeutig zu beurteilen und damit fraglich durchgängig ist.

2.2.3.3 Nervus facialis, labyrinthäre Strecke

Um den kurzen labyrinthären Verlauf des N. facialis darzustellen wird in der koronaren Ebene der innere Gehörgang aufgesucht und die horizontale Cursorlinie im oberen Drittel platziert; somit erhält man in axialer Ansicht das äußere Fazialisknie (weißer Pfeil in Abb. 18) mit dem labyrinthären N. facialis (schwarzer Pfeil). [Von dieser Einstellung ausgehend gelangt man weiter zur tympanalen Teilstrecke (siehe Kapitel 2.2.3.2)].

Folgende Varianten wurden analysiert:

1. Komplette beurteilbar, knöcherne Begrenzung komplett intakt (Abb. 18)
2. Komplette beurteilbar, knöcherne Begrenzung dehiszent (Abb. 19)
3. Inkomplett beurteilbar, knöcherne Begrenzung inkomplett intakt (Abb. 20)
4. Inkomplett beurteilbar, knöcherne Begrenzung inkomplett dehiszent (kein Beispiel, da Kategorie nicht vergeben)
5. Inkomplett beurteilbar, knöcherne Begrenzung fraglich (kein Bild)
6. Nicht beurteilbar, knöcherne Begrenzung fraglich (Abb. 21)

Ein durchgehend beurteilbarer Verlauf ist in Abbildung 18 dargestellt. Hier ist der N. facialis auf dem Weg vom inneren Gehörgang zum äußeren Fazialisknie durchgehend von Knochensubstanz umgeben, somit lautet die Benotung ‚komplett-intakt‘.

In Abbildung 19 ist der komplett einzusehende Nervenverlauf durch eine Zelle unterbrochen und damit als dehiszent zu bewerten (Einzelfall).

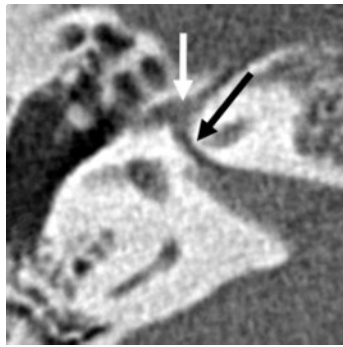


Abbildung 18: Nervus facialis labyrinthär (schwarzer Pfeil); komplett beurteilbar, knöchernen Begrenzung komplett intakt (weißer Pfeil auf äußerem Fazialisknie)

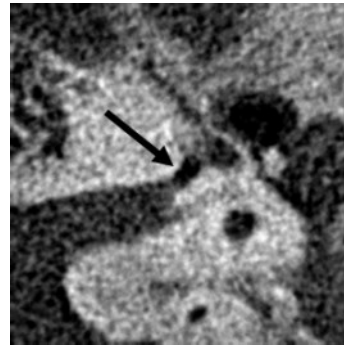


Abbildung 19: Nervus facialis, labyrinthäre Strecke; komplett beurteilbar, knöchernen Begrenzung dehiszent (schwarzer Pfeil)

Abbildung 20 präsentiert eine vom Grundrauschen (sehr geringe Stromstärke von 1 mA, Einzelfall) überlagerte Aufnahme, deren Bildauflösung zu gering ist, um die gesamte labyrinthäre Fazialisstrecke zu verfolgen; nur der erste Abschnitt vom inneren Gehörgang ausgehend ist beurteilbar, die knöchernen Begrenzung scheint in diesem Bereich intakt zu sein, daher die Notenvergabe ‚inkomplett-intakt‘.

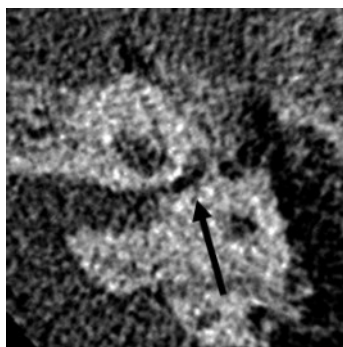


Abbildung 20: Nervus facialis, labyrinthäre Strecke; inkomplett beurteilbar, knöchernen Begrenzung inkomplett intakt

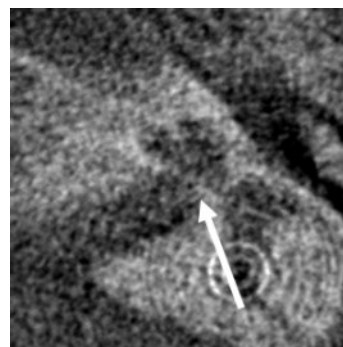


Abbildung 21: Nervus facialis, labyrinthäre Strecke; nicht beurteilbar, knöchernen Begrenzung fraglich

Abbildung 21 zeigt ein Beispiel für einen nicht darstellbaren labyrinthären Verlauf der folglich auch die Frage nach der knöchernen Begrenzung offen lässt. Die Kategorie ‚inkomplett beurteilbar, knöcherne Begrenzung dehiszent‘ wurde nicht vergeben.

2.2.3.4 Gelenkspalt Hammer-Amboss-Gelenk

Um eine geeignete Einstellung zur Beurteilbarkeit des Hammer-Amboss-Gelenkspaltes zu erreichen, wird die axiale Ebene bis zum Erscheinen der sogenannten „Eistüte“ durchfahren. Der Hammerkopf bildet hierbei die Kugel, der Ambosskörper mit dem kurzen Fortsatz die Eistüte.

Folgende Varianten wurden analysiert:

1. Als vorhanden beurteilbar (Abb. 22 A)
2. Darstellbarkeit fraglich (Abb. 22 B)
3. Nicht darstellbar (Abb. 22 C)

Abbildung 22 zeigt jeweils ein Beispiel aller drei möglichen Notenabstufungen. In Bild A ist der Gelenkspalt deutlich zu sehen, in Bild B ist er nicht eindeutig abgrenzbar, in Bild C ist kein Spalt mehr ersichtlich.

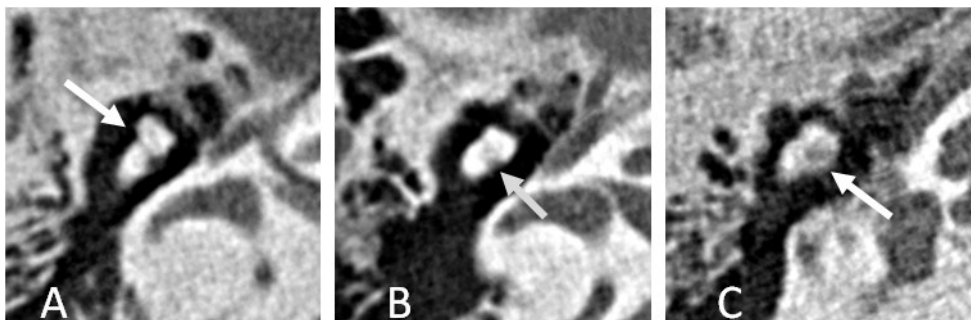


Abbildung 22: Gelenkspalt Hammer-Amboss-Gelenk (weiße Pfeile); A-als vorhanden beurteilbar, B-Darstellbarkeit fraglich, C-nicht darstellbar

2.2.3.5 Gelenkspalt Amboss-Steigbügel-Gelenk

Zum Aufsuchen der zur Benotung geeigneten Bildebene wird zunächst die koronare Ebene bis zur Darstellung des langen Ambossfortsatzes durchfahren (siehe Abb. 23, Bild A). In Höhe des Amboss-Steigbügel-Gelenks wird das Fadenkreuz platziert. Nun erfolgt eine Rotation um etwa 25° (rechte Seite im Uhrzeigersinn, linke Seite gegen den Uhrzeigersinn) bis der Stapes in der horizontalen Cursorlinie liegt und somit in der axialen Ebene betrachtet werden kann (siehe Abb. 23 Bild B und Abb. 24 in Kapitel 2.2.3.6).

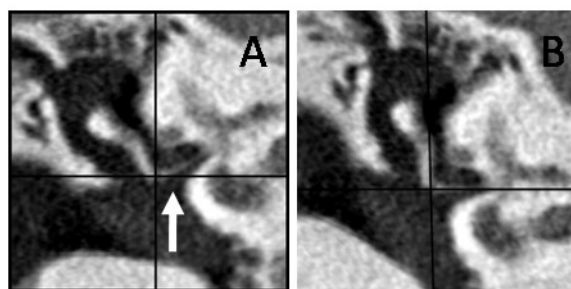


Abbildung 23: Auffinden der Stapesebene; Bild A- Fadenkreuz auf dem Amboss-Steigbügel-Gelenk in koronarer Ebene, weißer Pfeil auf schmale Seite des Stapes gerichtet; Bild B- nach Rotation im Uhrzeigersinn liegt der Stapes in der Horizontalen und kann in axialer Ebene evaluiert werden

Folgende Varianten wurden analysiert:

1. Als vorhanden beurteilbar (Abb. 24, 25 und 29)
2. Darstellbarkeit fraglich (Abb. 28)
3. Nicht darstellbar (Abb. 26 und 27)

Da der Amboss-Steigbügel-Gelenkspalt in gleicher Einstellung wie der Stapes evaluiert wurde, sind alle Beispielbilder in Kapitel 2.2.3.6 aufgeführt.

2.2.3.6 Steigbügel

Die drei zu evaluierenden Steigbügelanteile (Kopf, hinterer und vorderer Schenkel) wurden in derselben axialen Schnittebene wie der Amboss-Steigbügel-Gelenkspalt beurteilt (zur Einstellung siehe Kapitel 2.2.3.5). Die nachstehenden sechs Beispielbilder behandeln stets alle vier Parameter, die sich in einigen Fällen differenziert darstellen.

Folgende Varianten wurden analysiert:

1. Beurteilbar (alle Parameter in Abb. 24, Kopf in Abb. 25)
2. Teilweise beurteilbar (Kopf in Abb. 27 und 29, beide Schenkel in Abb. 25, vorderer Schenkel in Abb. 27, hinterer Schenkel in Abb. 28 und 29)
3. Nicht beurteilbar (alle Parameter in Abb. 26, hinterer Schenkel in Abb. 27, vorderer Schenkel in Abb. 28)
4. Fraglich beurteilbar (Kopf in Abb. 28, vorderer Schenkel in Abb. 29)

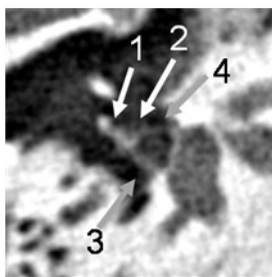


Abbildung 24: rechtes Amboss-Steigbügel-Gelenk (1) als vorhanden beurteilbar, Steigbügel (2-Kopf, 3-hinterer Schenkel, 4-vorderer Schenkel) komplett beurteilbar

Ein Bild, in dem alle zu evaluierenden Strukturen gut zu erkennen sind, ist in Abbildung 24 dargestellt. Sowohl der Gelenkspalt zwischen Amboss und Steigbügel als auch der Steigbügelkopf und die angrenzenden zwei Schenkel sind deutlich erkennbar.

Abbildung 25 ist wegen des vermehrten Grundrauschens

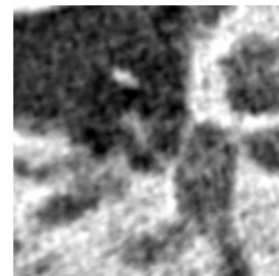


Abbildung 25: Amboss-Steigbügel-Gelenk als vorhanden beurteilbar, Stapeskopf beurteilbar, Schenkel teilweise beurteilbar

schwieriger zu evaluieren, eine Abgrenzung zwischen Processus lenticularis des langen Ambossfortsatzes und Stapeskopf ist nur annähernd zu erkennen. An den beurteilbaren Kopf schließen sich die Schenkel nur in Teilen sichtbar an.

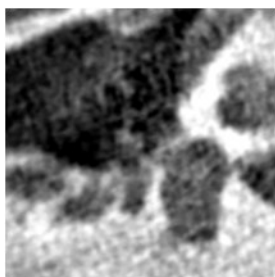


Abbildung 26: Steigbügel und Amboss-Steigbügel-Gelenk nicht darstellbar

Abbildung 26 zeigt ein Beispiel für einen nicht darstellbaren Steigbügel. Möglicherweise sind die Gehörknöchelchen degeneriert, eine weitere Erklärung könnte eine Artefaktüberlagerung sein.

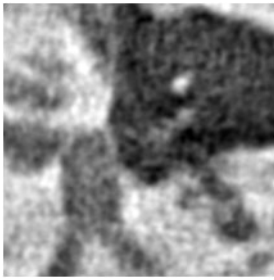


Abbildung 27: Amboss-Steigbügel-Gelenk nicht beurteilbar, Steigbügelkopf und vorderer Schenkel teilweise beurteilbar, hinterer Schenkel nicht beurteilbar

Der hintere Steigbügelschenkel teilweise erahnen lässt, ist der vordere Schenkel nicht mehr einstellbar. Auch in diesem Bild sind vereinzelt ringförmige Artefakte zu sehen.

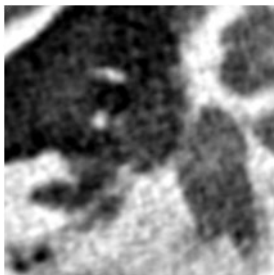


Abbildung 29: Gelenkspalt als vorhanden beurteilbar, Steigbügelkopf und hinterer Schenkel teilweise beurteilbar, vorderer Schenkel fraglich beurteilbar

In Abbildung 27 ist aufgrund von ringförmigen Artefakten der Gelenkspalt nicht sicher zu differenzieren. Steigbügelkopf und vorderer (im Bild oberer) Schenkel sind in Teilen zu erkennen, der hintere Schenkel ist nicht darstellbar.

Durch die unscharfe Aufnahme in Abbildung 28 ist der Gelenkspalt und der Steigbügelkopf nicht sicher zu differenzieren. Während sich

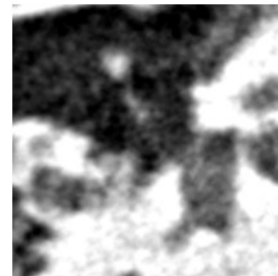


Abbildung 28: Gelenkspalt und Stapeskopf fraglich beurteilbar, hinterer Schenkel teilweise beurteilbar, vorderer Schenkel nicht beurteilbar

In Abbildung 29 ist der Gelenkspalt zwischen Amboss-

fortsatz und Steigbügelkopf wieder deutlich zu sehen, der Kopf ist allerdings etwas unschärfer, so wie der filigrane hintere Steigbügelschenkel. Aufgrund einer zu geringen Bildauflösung ist der vordere Schenkel nur fraglich erkennbar.

2.2.3.7 Langer Ambossfortsatz

Der lange Ambossfortsatz wurde in der koronaren Ebene beurteilt.

Folgende Varianten wurden analysiert:

1. als vorhanden beurteilbar und intakt (Abb. 30 A)
2. als vorhanden beurteilbar und defekt (Abb. 30 B)
3. als vorhanden beurteilbar und fraglich intakt (Abb. 31 A und B)
4. fraglich beurteilbar und fraglich intakt (Abb. 32 A bis C)
5. nicht darstellbar und fraglich intakt (Abb. 33 A und B)

Abbildung 30 zeigt in Bild A einen sich exakt darstellenden, intakten langen Ambossfortsatz. In Bild B ist durch den abrupten Abbruch von einem Defekt auszugehen.

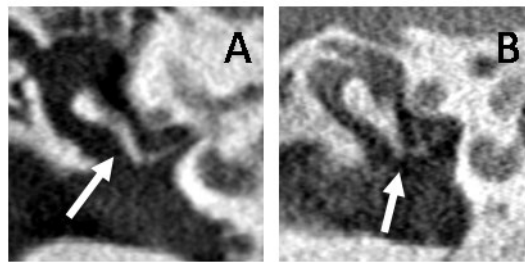


Abbildung 30: Langer Ambossfortsatz in koronarer Ebene (weiße Pfeile); beurteilbar und intakt (Bild A), beurteilbar und defekt (Bild B)

Abbildung 31 lässt in Bild A und B den langen Ambossfortsatz schemenhaft erkennen, aufgrund der Unschärfe mit fehlender Abgrenzung zur Luft in der Paukenhöhle kann über die Intaktheit jedoch kein sicheres Urteil gefällt werden. Die schlechte Differenzierung ist hier bedingt durch eine Mittelohrpathologie (z.B. Erguss oder Cholesteatom).

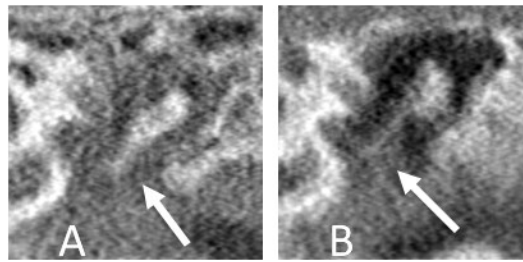


Abbildung 31: Langer Ambossfortsatz; A und B als vorhanden beurteilbar, fraglich intakt

In Abbildung 32 (Bild A bis C), ist der lange Ambossfortsatz nicht sicher darstellbar, sodass auch über die Intaktheit keine Aussage getroffen werden kann.

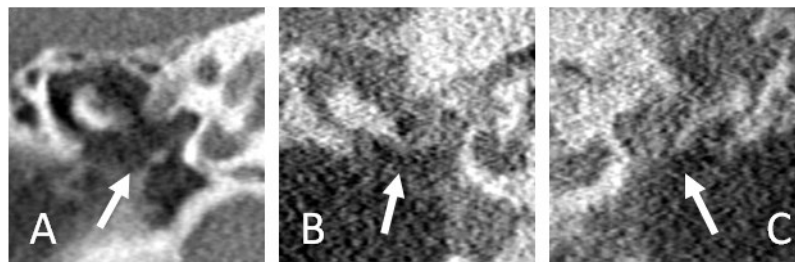


Abbildung 32: Langer Ambossfortsatz (A und B rechts, C links); Darstellbarkeit fraglich und fraglich intakt

In Abbildung 33 (Bild A und B) ist der lange Ambossfortsatz nicht einstellbar und somit nicht als vorhanden beurteilbar, seine Intaktheit bleibt fraglich.

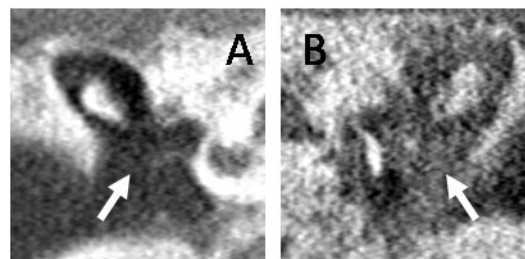


Abbildung 33: Langer Ambossfortsatz (A rechte Seite, B linke Seite), nicht darstellbar, fraglich intakt

2.2.3.8 Ovales und rundes Fenster

Auf Höhe des inneren Gehörgangs in koronarer Ansicht lassen sich auch das ovale und runde Fenster bzw. deren Nischen einstellen.

Als Varianten kamen in Betracht:

1. beurteilbar (beide in Abb. 34 A)
2. nicht beurteilbar (beide in Abb. 34 B)

Die zwei einzigen Benotungsmöglichkeiten sind in Abbildung 34 aufgezeigt: Bild A ist beurteilbar, Bild B ist nicht beurteilbar.

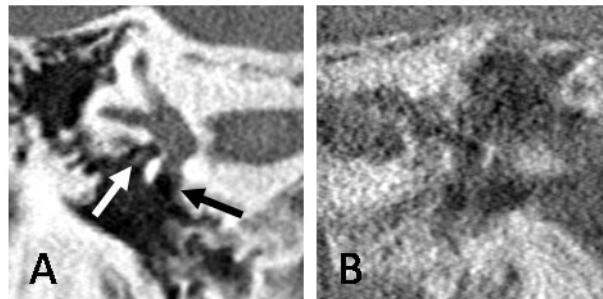


Abbildung 34: Koronare Ansicht auf die Fensternischen; A- ovales (weißer Pfeil) und rundes (schwarzer Pfeil) Fenster sind beurteilbar, in Bild B sind die jeweiligen Nischen nicht zu beurteilen

2.2.3.9 Horizontaler Bogengang

Um den horizontalen Bogengang in eine beurteilbare Position zu bringen wird die sagittale Ebene bis zum Erscheinen des mastoidalen N. facialis durchfahren (Abbildung 35, Bild A). Oberhalb erscheint ein Anschnitt des horizontalen Bogengangs. Verfolgt man diesen punktuellen Anschnitt Richtung medial weiter bis er sich aufteilt, kann das Fadenkreuz in einem der beiden Anschnitte positioniert werden (Abbildung 35, Bild B). Durch Rotation der sagittalen Ebene um etwa 30° gegen den Uhrzeigersinn wird der zweite Anschnitt ebenfalls in die horizontale Cursorlinie gebracht (Abbildung 35, Bild C). Da die sagittale Bildebene unabhängig von der Felsenbeinseite stets als Aufsicht von links dargestellt ist,

erfolgt dieser Schritt seitenkonform. Im Idealfall stellt sich nun in axialer Ebene der horizontale Bogengang komplett dar (wie in Abbildung 36, Bild A), ggf. muss durch geringfügige Rotation der koronaren Ebene nachjustiert werden.

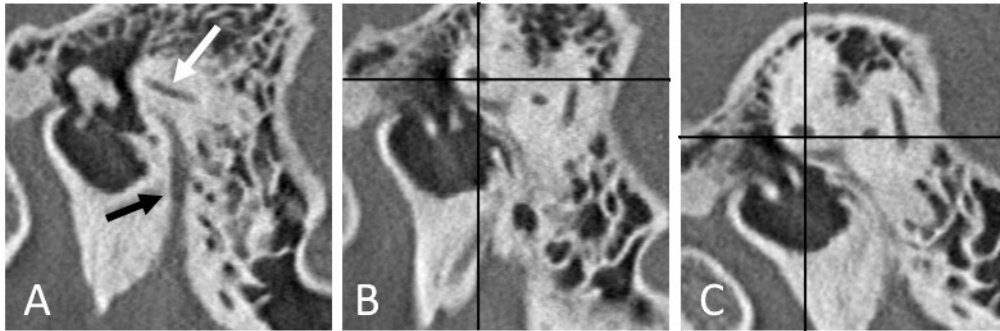


Abbildung 35: Auffinden des horizontalen Bogengangs; Bild A- in sagittaler Ansicht stellt sich oberhalb des mastoidalen N. facialis (schwarzer Pfeil) ein Anschnitt des horizontalen Bogengangs dar (weißer Pfeil). Durchführt man diesen weiter nach medial, erhält man die Ansicht in Bild B- das Fadenkreuz wird auf einem, hier auf dem linken, Anschnitt positioniert; Bild C- durch Rotation liegen nun beide Anschnitte und damit der gesamte Bogengang in der horizontalen Ebene

Folgende Varianten wurden analysiert:

1. Komplette beurteilbar, knöchernen Begrenzung komplett intakt (Abb. 36 A)
2. Komplette beurteilbar, knöchernen Begrenzung dehiszent (kein Beispiel da Kategorie nicht vergeben)
3. Inkomplette beurteilbar, knöchernen Begrenzung inkomplett intakt (Abb. 36 B)
4. Inkomplette beurteilbar, knöchernen Begrenzung inkomplett dehiszent (kein Beispiel da Kategorie nicht vergeben)
5. Nicht beurteilbar, knöchernen Begrenzung fraglich (Abb. 36 C)

Alle vorkommenden Kategorien für den horizontalen Bogengang sind in Abbildung 36 dargestellt. Bild A zeigt einen vollständigen Bogengang, der komplett von Knochensubstanz umschlossen ist. Bild B ist aufgrund des Rauschens nur teilweise beurteilbar (zwischen 11 und 15 Uhr, legt man ein Ziffernblatt zugrunde) und hier scheinbar durchgehend knöchern begrenzt. Bild C lässt keine Aussage bezüglich Beschaffenheit und knöcherner Begrenzung zu.

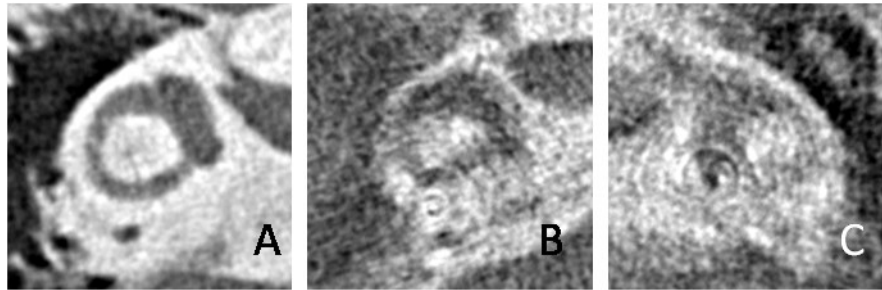


Abbildung 36: Horizontaler Bogengang; A-komplett intakt, B-inkomplett intakt, C-nicht beurteilbar, knöcherne Begrenzung fraglich

Den Kategorien ‚komplett beurteilbar, knöcherne Begrenzung dehiszent‘ und ‚inkomplett beurteilbar, knöcherne Begrenzung inkomplett dehiszent‘ wurde kein horizontaler Bogengang zugeordnet.

2.2.3.10 Oberer Bogengang

Um den oberen Bogengang aufzufinden, wird ausgehend von Bild B in Abbildung 35 die sagittale Cursorlinie weiter nach medial geführt, bis horizontaler und oberer Bogengang im Vestibulum zusammentreffen. Das Fadenkreuz wird nun auf den oberen Teil des Vestibulums gesetzt (Abbildung 37, Bild A). Der am weitesten kranial gelegene Bogengangsanschnitt kennzeichnet den oberen Bogengang (schwarzer Pfeil). Mittels Rotation der sagittalen Ebene um etwa 30° gegen den Uhrzeigersinn (seitenunabhängig) wird besagter Anschnitt auf die koronare (hier die vertikale) Cursorlinie gebracht (Abbildung 37, Bild B). Anschließend wird die axiale Ebene (kein Bild) um ca. 45° bei rechten Felsenbeinen gegen, bei linken Felsenbeinen mit dem Uhrzeigersinn gedreht, bis sich in der koronaren Ansicht der obere Bogengang vollständig darstellt (Abbildung 38). Auch hier müssen abhängig von der individuellen Anatomie Feinadjustierungen erfolgen.

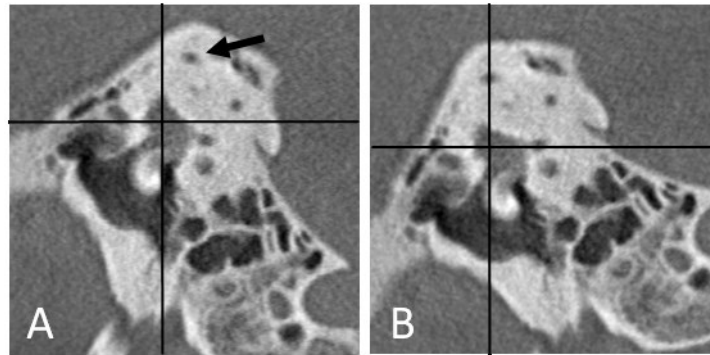


Abbildung 37: Auffinden des oberen Bogengangs in sagittaler Ansicht: Bild A- Fadenkreuz auf Vestibulum gerichtet, Bild B- nach Rotation liegen zwei Anschnitte des oberen Bogengangs auf der koronaren (hier vertikalen) Cursorlinie

Folgende Varianten wurden analysiert (analog zum horizontalen Bogengang):

1. Komplette beurteilbar, knöcherne Begrenzung komplett intakt (Abb. 38 A)
2. Komplette beurteilbar, knöcherne Begrenzung dehiszent (Abb. 38 B und C)
3. Inkomplett beurteilbar, knöcherne Begrenzung inkomplett intakt (Abb. 39 A)
4. Inkomplett beurteilbar, knöcherne Begrenzung inkomplett dehiszent (kein Beispiel da Kategorie nicht vergeben)
5. Nicht beurteilbar, knöcherne Begrenzung fraglich (Abb. 39 B)

In Abbildung 38 sind komplett beurteilbare obere Bogengänge zu sehen. Während in Bild A die knöcherne Umrandung durchgängig und intakt ist, zeigen Bild B und C jeweils eine Wanddehiszenz (weiße Pfeile).



Abbildung 38: Oberer Bogengang, A und B in gedreht koronarer Aufsicht, C sagittaler Querschnitt; Bild A- komplett beurteilbar und intakt, Bild B und C- komplett beurteilbar, knöcherne Begrenzung dehiszent (siehe Pfeile)

Abbildung 39 enthält in Bild A ein Beispiel für einen nur unvollständig darstellbaren oberen Bogengang im Bereich von 10 bis 13 Uhr, dieser Teil ist jedoch durchgehend knöchern begrenzt. Bild B weist einen in keinem Abschnitt sicher beurteilbaren Bogengang auf, sodass die knöchernen Begrenzung nicht evaluiert werden kann.

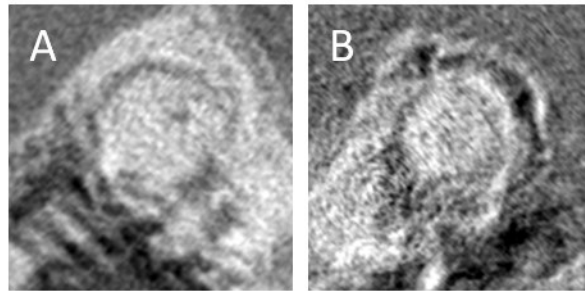


Abbildung 39: Oberer Bogengang in koronarer Ansicht; Bild A- inkomplett intakt, Bild B- nicht beurteilbar, knöchernen Begrenzung fraglich

Keiner der oberen Bogengänge entsprach der Kategorie ‚inkomplett beurteilbar, knöchernen Begrenzung inkomplett dehiszent‘.

2.2.3.11 Hinterer Bogengang

Um den hinteren Bogengang in eine zur Beurteilung geeigneten Position zu bringen, wird erneut die sagittale Ebene durchfahren, bis man auf die Anschnitte aller drei Bogengänge stößt. Da die sagittale Ebene unabhängig von der Felsenbeinseite stets als Aufsicht von links dargestellt ist, liegen die Anschnitte des hinteren Bogengangs in jedem Bild am weitesten rechts. Das Fadenkreuz wird nun auf den weiter kaudal gelegenen Anschnitt gesetzt (Abbildung 40, Bild A). Durch Rotation der sagittalen Ebene um ca. 30° gegen den Uhrzeigersinn (seitenunabhängig) werden beide Anschnitte auf die koronare Cursorlinie gelegt (Abbildung 40, Bild B). Um den hinteren Bogengang wie in Abbildung 41 in der koronaren Ebene darzustellen, muss als letzter Schritt eine Rotation der axialen

Ebene um ca. 45° bei rechten Felsenbeinen mit, bei linken Felsenbeinen gegen den Uhrzeigersinn erfolgen.

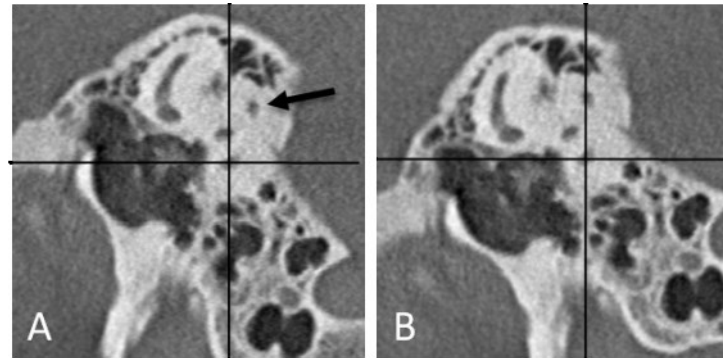


Abbildung 40: Auffinden des hinteren Bogengangs in sagittaler Ebene; Bild A- das Fadenkreuz ist auf den kaudalen Anschnitt des hinteren Bogengangs gerichtet, der schwarze Pfeil deutet auf den zweiten Anschnitt, Bild B- nach erfolgter Rotation liegen beide Anschnitte auf der koronaren Cursorlinie

Folgende Varianten wurden analysiert (analog zum horizontalen und oberen Bogengang):

1. Komplette beurteilbar, knöchernen Begrenzung komplett intakt (Abb. 41 A)
2. Komplette beurteilbar, knöchernen Begrenzung dehiszent (Abb. 41 B)
3. Inkomplette beurteilbar, knöchernen Begrenzung inkomplette intakt (Abb. 42 A)
4. Inkomplette beurteilbar, knöchernen Begrenzung inkomplette dehiszent (kein Beispiel, da Kategorie nicht vergeben)
5. Nicht beurteilbar, knöchernen Begrenzung fraglich (Abb. 42 B)

Abbildung 41 zeigt zwei vollständig beurteilbare Bogengänge, in Bild A ist die knöchernen Begrenzung intakt, der Bogengang in Bild B weist dagegen eine Dehiszenz auf.

Der in Abbildung 42 Bild A dargestellte hintere Bogengang ist nur in Teilen sicher beurteilbar, etwa von 9-12 Uhr, und dort auch sicher knöchernen begrenzt. Der Bogengang in Bild B lässt zwar Konturen erkennen, jedoch ist die Durchgängigkeit nicht sicher feststellbar und die knöchernen Begrenzung zu unscharf, um eine verlässliche Aussage zu treffen.

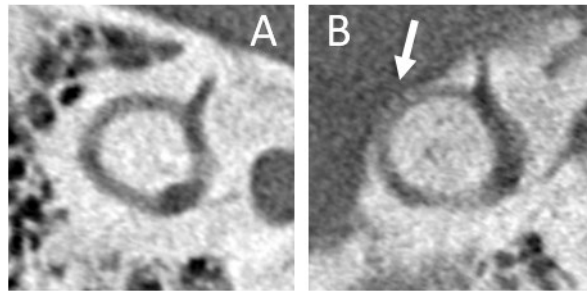


Abbildung 41: Hinterer rechter Bogengang; Bild A- komplett-intakt, Bild B- komplett beurteilbar, knöcherne Begrenzung dehiszent (weißer Pfeil)

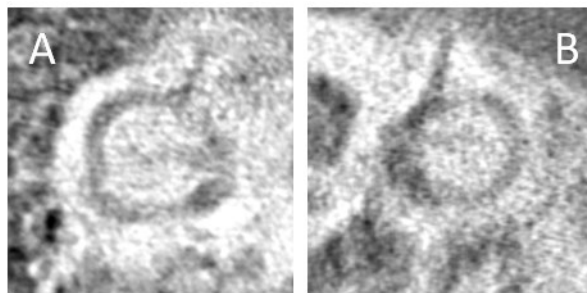


Abbildung 42: Hinterer Bogengang; Bild A- inkomplett beurteilbar, knöcherne Begrenzung inkomplett intakt, Bild B- nicht beurteilbar, knöcherne Begrenzung fraglich

Die Bewertung der Stufe ‚inkomplett beurteilbar, knöcherne Begrenzung inkomplett dehiszent‘ wurde nicht vergeben.

2.2.3.12 Weite des inneren Gehörgangs

Der Durchmesser des inneren Gehörgangs wurde in koronarer Ansicht an der weitesten Stelle der Ampulle bestimmt. Die Messwerte wurden im Übertrag auf eine Stelle hinter dem Komma gerundet. Abbildung 43 präsentiert drei innere Gehörgänge unterschiedlichen Durchmessers. Der in Bild A mit 4,2 mm vermessene Gehörgang ist als schmal anzusehen, der Gang in Bild B mit gemessenen 5,2 mm ist etwa normal weit, Bild C zeigt mit 8,3 mm einen ampullär erweiterten inneren Gehörgang.

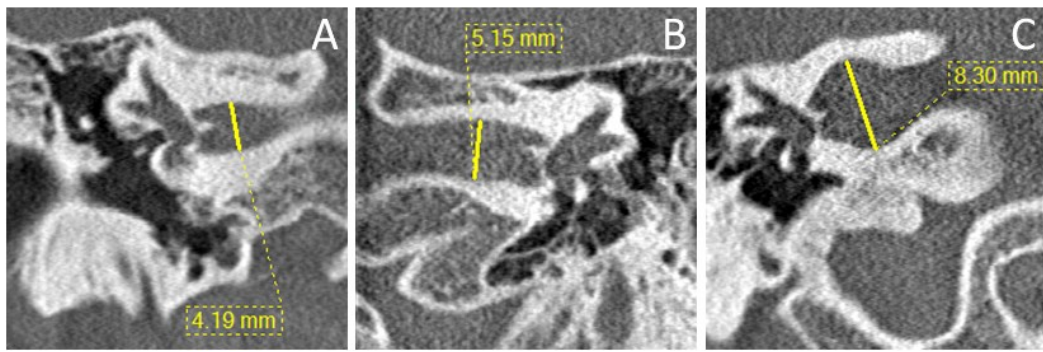


Abbildung 43: Innerer Gehörgang, koronar (A und C rechtes Ohr, B linkes Ohr), sein Durchmesser ist in C ampullär erweitert

2.2.3.13 Bulbus venae jugularis superior

Die Bewertung des Bulbus venae jugularis fand in koronarer Ebene statt.

Folgende Varianten wurden analysiert:

1. Komplette beurteilbar, knöchernen Begrenzung komplett intakt (Abb. 44 A)
2. Komplette beurteilbar, knöchernen Begrenzung dehiszent (Abb. 44 B und C)
3. Inkomplette beurteilbar, knöchernen Begrenzung inkomplette intakt (kein Bild)
4. Inkomplette beurteilbar, knöchernen Begrenzung inkomplette dehiszent (kein Beispiel, da Kategorie nicht vergeben)
5. Fraglich beurteilbar, knöchernen Begrenzung fraglich (kein Beispiel, da Kategorie nicht vergeben)
6. Nicht beurteilbar, knöchernen Begrenzung fraglich (kein Beispiel, da Kategorie nicht vergeben)
7. Wenn relevant: Höhe über dem Gehörgangsboden (Abb. 45 A bis C)

Für die Beurteilbarkeit war es nicht zwingend notwendig, dass der Bulbus wie in Abbildung 44 Bild A vollständig von Knochen umgeben ist, somit ist auch Bild C komplett beurteilbar. Aus klinischer Sicht war insbesondere die knöchernen Begrenzung zur Paukenhöhle hin relevant: In Abbildung 44 Bild B und C ist diese dehiszent. Dehiszenzen an anderer Stelle wurden in diesem Zusammenhang nicht berücksichtigt.

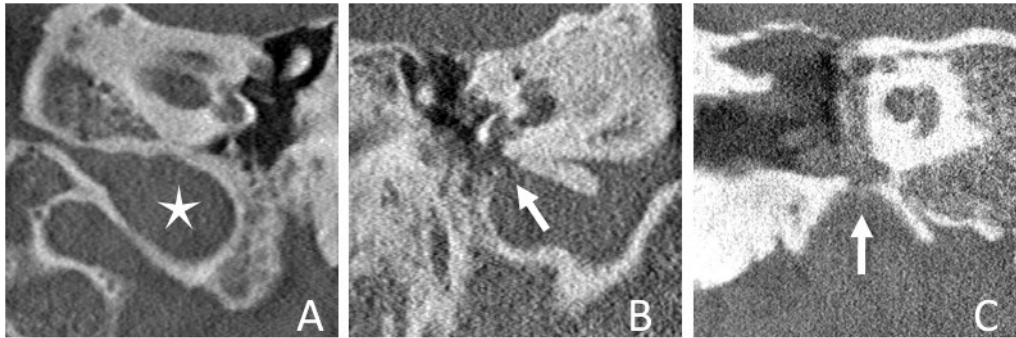


Abbildung 44: Bulbus venae jugularis (Stern in Bild A); Bild A- komplett intakt, Bild B und C- komplett beurteilbar, knöcherne Begrenzung dehiszent zum Mittelohr (weiße Pfeile)

Zusätzlich zur Dehiszenz weist der Bulbus in Bild A aus Abbildung 45 einen Hochstand über dem Gehörgangsboden um 3,6 mm auf. Den Bulbus in Bild B trennt eine dünne, jedoch intakte Knochenlamelle von der Paukenhöhle. Zur Messung eines Bulbushochstands wurde ein Lot auf die Verlängerung des Paukenhöhlenbodens gefällt, der Hochstand beträgt hier 2,5 mm (Bild C).

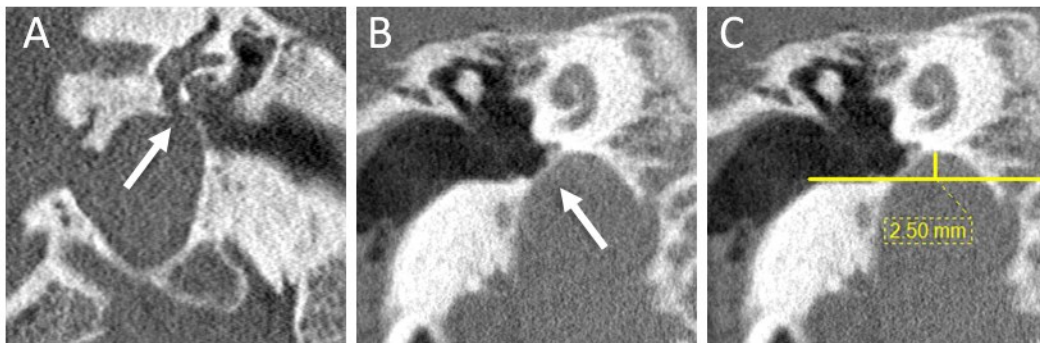


Abbildung 45: Bulbus venae jugularis komplett beurteilbar; Bild A- Dehiszenz zum Mittelohr (weißer Pfeil) und 3,6 mm Hochstand über dem Gehörgangsboden; Bild B- intakte knöcherne Begrenzung (weißer Pfeil), hier 2,5 mm Hochstand, Messung in Bild C

Alle vier als ‚inkomplett beurteilbar, inkomplett intakt‘ eingestuft Bilder sind technisch bedingt dieser Kategorie zugeordnet worden. Durch verschobene ROI wurde der Bulbus als Randstruktur des Aufnahmezylinders nicht komplett abgebildet, sodass ein Beispielbild hierzu hinfällig ist.

Keiner der Bulbi war als ‚nicht beurteilbar‘ anzusehen und auch die knöcherne Begrenzung war in keinem Bild ‚fraglich‘ intakt.

2.3 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung erfolgte mit Hilfe der Software *IBM SPSS Statistics®* (Version 17.0, IBM, New York, USA). So wurden zum einen die Häufigkeiten bestimmt, zum anderen wurden zur Analyse der Abhängigkeiten der Parameter untereinander der Chi-Quadrat Test bzw. Fisher's exakter Test verwendet. Bei letzterem handelt es sich um eine Variante des Chi-Quadrat Tests, der zum Vergleich kategorischer Daten verwendet wird. Als Maß für die Stärke eines vorhandenen Zusammenhangs (wenn $p < 0,05$) wurde Cramer's V berechnet (Weiß, 2010; Field, 2009; Bortz J, 2008).

2.3.1 Summenscore

Um die Bildqualität einer spezifischen Felsenbeinaufnahme zu messen, wurde pro Datensatz ein Summenscore errechnet, der sich aus den Notenwerten für die Beurteilbarkeit von 15 der untersuchten Strukturen ergibt (ausgeschlossen waren hierfür die Noten der knöchernen Begrenzungen sowie die der Intaktheit des langen Ambossfortsatzes). Felsenbeine, bei denen die Gehörknöchelchen fehlten, wurden in dieser Berechnung nicht berücksichtigt. Durch Aufsummierung aller 15 Einzelnoten erhält man minimal 15 Punkte bei bestmöglicher Bildbeurteilung und maximal 53 Punkte bei schlechtester Beurteilung aller Parameter. Da trotz unterschiedlicher Notenschemata der einzelnen Kategorien eine niedrige Punktzahl stets einer besseren Qualität entspricht als eine höhere Punktzahl, bedeutet ein niedriger Summenscore eine insgesamt bessere Darstellbarkeit.

3. Ergebnisse

3.1 Häufigkeitsverteilungen und Korrelationsanalysen

3.1.1 Nervus facialis

In allen 228 Felsenbeinen konnten alle drei Teilstrecken des N. facialis befundet werden. Die Ergebnisse für die Beurteilbarkeiten sind in Tabelle 1, die für die Intaktheit der knöchernen Begrenzung in Tabelle 2 dargestellt.

Tabelle 1: Beurteilbarkeit der einzelnen Fazialissegmente (mastoidaler, tympanaler und labyrinthärer Streckenabschnitt)

	Mastoidale Fazialisstrecke		Tympanale Fazialisstrecke		Labyrinthäre Fazialisstrecke	
	Häufigkeit	Prozent	Häufigkeit	Prozent	Häufigkeit	Prozent
komplett beurteilbar	218	95,6	88	38,6	224	98,3
inkomplett beurteilbar	9	4,0	107	46,9	3	1,3
fraglich beurteilbar	0	0	3	1,3	0	0
nicht beurteilbar	1	0,4	30	13,2	1	0,4
Gesamt	228	100	228	100	228	100

Tabelle 2: Intaktheit der knöchernen Begrenzung des N. facialis in Abhängigkeit von der Beurteilbarkeit der einzelnen Segmente (vgl. Tabelle 1)

	Mastoidale Fazialisstrecke		Tympanale Fazialisstrecke		Labyrinthäre Fazialisstrecke	
	Häufigkeit	Prozent	Häufigkeit	Prozent	Häufigkeit	Prozent
komplett beurteilbar - intakt	108	47,4	47	20,6	223	97,8
komplett beurteilbar - dehiszent	110	48,2	40	17,5	1	0,4
inkomplett beurteilbar - intakt	3	1,3	54	23,7	2	0,9
inkomplett beurteilbar - dehiszent	4	1,8	53	23,2	0	0
fraglich beurteilbar	3	1,3	33	14,5	2	0,9
nicht vorhanden	0	0	1	0,4	0	0
Gesamt	228	100	228	100	228	100

Der mastoidale N. facialis war in 218 Fällen (95,6%) komplett beurteilbar, davon war in 108 Fällen (47,4%) die knöcherne Begrenzung intakt, 110 (48,2%) wiesen dagegen Dehiszenzen auf. Von den neun Strecken (3,9%), die inkomplett beurteilbar waren, war die knöcherne Begrenzung in drei Fällen (inkomplett) intakt, in vier Fällen (inkomplett) dehiszent, in zwei Fällen fraglich beurteilbar. Eine Strecke war nicht beurteilbar, sodass hier bezüglich der knöchernen Begrenzung ebenfalls keine Aussage getroffen werden konnte (=fraglich). Unter Nichtbeachtung der drei fraglichen Segmente wiesen die komplett und inkomplett beurteilbaren Abschnitte zusammen 50,7% (114/225) Dehiszenzen auf.

Die tympanale Strecke des N. facialis war in 88 Fällen (38,6%) komplett beurteilbar, in 47 Fällen (20,6%) davon war die knöcherne Begrenzung intakt, 40 (17,5%) wiesen dagegen Dehiszenzen, eine Strecke keine knöcherne Begrenzung auf. Von den 107 inkomplett beurteilbaren Strecken (46,9%), war der einsehbare Abschnitt in 54 Fällen (23,7%) intakt und in 53 Fällen (23,2%) dehiszent. 30 Strecken (13,2%) waren nicht und drei (1,3%) fraglich beurteilbar, sodass hier bezüglich der Durchgängigkeit der knöchernen Begrenzung keine Aussage getroffen werden konnte. Zusammen wiesen die komplett und inkomplett beurteilbaren Segmente 48,2% (94/195) Dehiszenzen auf (unter Nichtbeachtung der 33 fraglichen Segmente).

Die labyrinthäre Strecke des N. facialis war in 224 Fällen (98,2%) komplett beurteilbar und mit einer Ausnahme durchgehend knöchern begrenzt. Von den drei Streckenabschnitten (1,3%), die inkomplett beurteilbar waren, war der einsehbare Abschnitt der knöchernen Begrenzung in zwei Fällen intakt und in einem Fall fraglich. Eine Strecke war nicht beurteilbar, sodass hier bezüglich der knöchernen Begrenzung keine Aussage getroffen werden konnte.

Fazit Häufigkeiten Nervus facialis:

Die mastoidale und labyrinthäre Strecke des N. facialis war stets gut beurteilbar. Während die knöcherne Begrenzung labyrinthär fast immer durchgängig als intakt zu beurteilen war, war die knöcherne Begrenzung im Mastoid nur in knapp der Hälfte der Fälle intakt. Der tympanale Streckenverlauf war aufgrund der filigranen knöchernen Strukturen insgesamt schwieriger zu beurteilen, die knöcherne Begrenzung betreffend waren die Häufigkeiten (intakt vs. dehiszent) pro Kategorie in etwa gleich verteilt.

3.1.1.1 Korrelationsanalysen der drei Fazialissegmente untereinander

Zwischen dem mastoidalen und labyrinthären Fazialissegment konnte kein Zusammenhang nachgewiesen werden ($p > 0,05$) (siehe Tabelle 3).

Tabelle 3(a-c): Korrelationsanalyse mastoidales und labyrinthäres Fazialissegment

a) Kreuztabelle des N. facialis im mastoidalen und labyrinthären Verlauf

		mastoidales Fazialissegment			Total
		komplett beurteilbar	inkomplett beurteilbar	nicht beurteilbar	
labyrinthäres Fazialissegment	komplett beurteilbar	215	8	1	224
	inkomplett beurteilbar	3	0	0	3
	nicht beurteilbar	0	1	0	1
Total		218	9	1	228

b) Chi-Square Tests

	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)	Exact Sig. (2-sided)
Pearson Chi-Square	24,555	4	,000	,060
Fisher's Exact Test	14,607			,060

c) Symmetric Measures

	Value	Approx. Sig.	Exact Sig.
Nominal by Nominal Cramer's V	,232	,000	,060

Zwischen dem tympanalen und mastoidalen Verlauf des Fazialisnerven bestand ein schwacher Zusammenhang (Cramer's $V = 0,23$) der statistisch signifikant war ($p = 0,001$) (siehe Tabelle 4).

Tabelle 4(a-c): Korrelationsanalyse tympanales und mastoidales Fazialissegment

a) Kreuztabelle des N. facialis im tympanalen und mastoidalen Verlauf

		mastoidales Fazialissegment			Total
		komplett beurteilbar	inkomplett beurteilbar	nicht beurteilbar	
tympanales Fazialissegment	komplett beurteilbar	88	0	0	88
	inkomplett beurteilbar	103	4	0	107
	fraglich beurteilbar	3	0	0	3
	nicht beurteilbar	24	5	1	30
Total		218	9	1	228

b) Chi-Square Tests

	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)	Exact Sig. (2-sided)
Pearson Chi-Square	23,452	6	,001	,018
Fisher's Exact Test	20,148			,001

c) Symmetric Measures

	Value	Approx. Sig.	Exact Sig.
Nominal by Nominal Cramer's V	,227	,001	,018

Zwischen tympanalem und labyrinthärem Verlauf konnte kein Zusammenhang ermittelt werden ($p > 0,05$) (siehe Tabelle 5).

Tabelle 5(a-c): Korrelationsanalyse tympanales und labyrinthäres Fazialissegment

a) Kreuztabelle des N. facialis im tympanalen und labyrinthären Verlauf

		tympanales Fazialissegment				Total
		komplett beurteilbar	inkomplett beurteilbar	fraglich beurteilbar	nicht beurteilbar	
labyrinthäres Fazialissegment	komplett beurteilbar	88	106	3	27	224
	inkomplett beurteilbar	0	1	0	2	3
	nicht beurteilbar	0	0	0	1	1
Total		88	107	3	30	228

b) Chi-Square Tests

	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)	Exact Sig. (2-sided)
Pearson Chi-Square	14,687	6	,023	,059
Fisher's Exact Test	13,502			,036

c) Symmetric Measures

	Value	Approx. Sig.	Exact Sig.
Nominal by Nominal Cramer's V	,179	,023	,059

3.1.2 Gelenkspalten Hammer-Amboss-Gelenk und Amboss-Stapes-Gelenk

Aufgrund von Voroperationen waren 24 (10,5%) der Felsenbeinaufnahmen nicht zur Befundung des Hammer-Amboss-Gelenkspaltes geeignet und wurden ausgeschlossen, ebenso wurde mit 30 Aufnahmen (13,2%) zur Beurteilung des Amboss-Steigbügel-Gelenkspaltes verfahren. Somit blieben 204 (89,5%) der

Felsenbeine für die Bewertung des Hammer-Amboss-Gelenkspaltes und 198 (86,8%) Aufnahmen zur Befundung des Amboss-Steigbügel-Gelenkspaltes. Die Ergebnisse sind in Tabelle 6 dargestellt.

Tabelle 6: Häufigkeiten der Gelenkspalten des Hammer-Amboss-, und Amboss-Stapes-Gelenks

	Hammer-Amboss-Gelenkspalt		Amboss-Stapes-Gelenkspalt	
	Häufigkeit	Prozent	Häufigkeit	Prozent
als vorhanden beurteilbar	102	50	91	46
fraglich	2	1,0	8	4
nicht beurteilbar	100	49,0	99	50
Gesamt	204	100	198	100

Es konnten 204 Hammer-Amboss-Gelenke bezüglich des Gelenkspaltes untersucht werden. Davon waren 102 (50%) als vorhanden beurteilbar, 100 (49%) nicht beurteilbar und zwei (1%) fraglich beurteilbar.

Es konnten 198 Amboss-Stapes-Gelenke bezüglich des Gelenkspaltes untersucht werden. Davon waren 91 (46%) als vorhanden beurteilbar, 99 (50%) nicht beurteilbar und acht (4%) fraglich beurteilbar.

Fazit Häufigkeiten Gelenkspalten:

Die Gelenkspalten in jeweils beiden Gelenken (Hammer-Amboss-, und Amboss-Stapes-Gelenk) waren in etwa der Hälfte der Fälle als vorhanden beurteilbar.

3.1.2.1 Korrelationsanalysen der Gelenkspalten untereinander

Zwischen Hammer-Amboß- und Amboß-Stapes-Gelenk bestand ein schwacher Zusammenhang (Cramer's V = 0,23) von statistischer Signifikanz ($p < 0,05$) (siehe Tabelle 7).

Tabelle 7(a-c): Korrelationsanalyse Hammer-Amboß-Gelenk und Amboß-Stapes-Gelenk

a) Kreuztabelle Hammer-Amboß-Gelenk und Amboß-Stapes-Gelenk

		Hammer-Amboß-Gelenk			Total
		beurteilbar	fraglich	nicht beurteilbar	
Amboß-Stapes-Gelenk	beurteilbar	52	1	38	91
	fraglich	6	1	1	8
	nicht beurteilbar	39	0	60	99
Total		97	2	99	198

b) Chi-Square Tests

	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)	Exact Sig. (2-sided)
Pearson Chi-Square	21,377	4	,000	,002
Fisher's Exact Test	16,107			,001
N of Valid Cases	198			

c) Symmetric Measures

		Value	Approx. Sig.	Exact Sig.
Nominal by Nominal	Cramer's V	,232	,000	,002
N of Valid Cases		198		

3.1.3 Steigbügel

Den Stapeskopf betreffend wurden aufgrund von Voroperationen (z.B. Entfernung der Ossikelkette bzw. Einsatz einer TORP) 30 (13,2%) der Felsenbeine ausgeschlossen, bei den Stapesschenkeln wurden aus selbigem Grund jeweils 29 (12,7%) Sätze ausgeschlossen, sodass 198 (86,8%) bzw. 199 (87,3%) Felsenbeine für die Stapesevaluation zur Verfügung standen. Die Differenz kommt dadurch zustande, dass bei einer Patientin eine PORP durchgeführt wurde, bei der nur der Kopf keine Beurteilung erlaubt (siehe Abb. 46). Die Ergebnisse sind in Tabelle 8 dargestellt.



Abbildung 46: Partielle ossikuläre Ersatzprothese (PORP); die Stapesschenkel sind nach wie vor gut zu beurteilen.

Tabelle 8: Häufigkeitsverteilungen der Stapesstrukturen

	Stapeskopf		vorderer Schenkel		hinterer Schenkel	
	Häufigkeit	Prozent	Häufigkeit	Prozent	Häufigkeit	Prozent
beurteilbar	56	28,3	33	16,6	40	20,1
teilweise beurteilbar	82	41,4	65	32,7	56	28,1
nicht beurteilbar	58	29,3	99	49,7	102	51,3
fraglich	2	1,0	2	1,0	1	0,5
Gesamt	198	100	199	100	199	100

Von den 198 evaluierten Stapesköpfen waren 56 (28,3%) beurteilbar, 82 (41,4%) teilweise beurteilbar, 58 (29,3%) nicht und zwei (1%) fraglich beurteilbar.

Von den 199 bewerteten vorderen Stapesschenkeln waren 33 (16,6%) beurteilbar, 65 (32,7%) teilweise beurteilbar, 99 (49,7%) nicht beurteilbar und zwei (1%) fraglich beurteilbar.

Von den 199 beurteilten hinteren Stapesschenkeln waren 40 (20,1%) beurteilbar, 56 (28,1%) teilweise beurteilbar, 102 (51,3%) nicht beurteilbar und einer (0,5%) fraglich beurteilbar.

Fazit Häufigkeiten Stapes:

Der Stapeskopf war häufiger als die Schenkel beurteilbar bzw. teilweise beurteilbar. Die Schenkel ließen sich in etwa gleichwertig beurteilen, beide waren in der Hälfte der Fälle nicht beurteilbar.

3.1.3.1 Korrelationsanalysen der Stapesstrukturen untereinander

Zwischen hinterem Stapesschenkel und Stapeskopf bestand ein mäßig starker Zusammenhang (Cramer's V = 0,63). Dieser Zusammenhang war statistisch hoch signifikant ($p < 0,001$) (siehe Tabelle 9).

Tabelle 9(a-c): Korrelationsanalyse hinterer Stapesschenkel und Stapeskopf

a) Kreuztabelle hinterer Stapesschenkel und Stapeskopf

		Steigbügelkopf				Total
		beurteilbar	teilweise beurteilbar	nicht beurteilbar	fraglich	
hinterer Stapesschenkel	beurteilbar	34	5	0	0	39
	teilweise beurteilbar	16	38	1	1	56
	nicht beurteilbar	6	39	57	0	102
	fraglich	0	0	0	1	1
Total		56	82	58	2	198

b) Chi-Square Tests

	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)	Exact Sig. (2-sided)
Pearson Chi-Square	233,599	9	,000	,000
Fisher's Exact Test	148,915			,000
N of Valid Cases	198			

c) Symmetric Measures

		Value	Approx. Sig.	Exact Sig.
Nominal by Nominal	Cramer's V	,627	,000	,000
N of Valid Cases		198		

Zwischen vorderem Stapesschenkel und Stapeskopf bestand ein mäßig starker Zusammenhang (Cramer's V = 0,55). Dieser Zusammenhang war statistisch hoch signifikant ($p < 0,001$) (siehe Tabelle 10).

Tabelle 10(a-c): Korrelationsanalyse vorderer Stapesschenkel und Stapeskopf

a) Kreuztabelle vorderer Stapesschenkel und Stapeskopf

		Steigbügelkopf				Total
		beurteilbar	teilweise beurteilbar	nicht beurteilbar	fraglich	
vorderer Stapesschenkel	beurteilbar	29	3	0	0	32
	teilweise beurteilbar	21	42	2	0	65
	nicht beurteilbar	6	36	56	1	99
	fraglich	0	1	0	1	2
Total		56	82	58	2	198

b) Chi-Square Tests

	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)	Exact Sig. (2-sided)
Pearson Chi-Square	178,071	9	,000	,000
Fisher's Exact Test	139,404			,000
N of Valid Cases	198			

c) Symmetric Measures

		Value	Approx. Sig.	Exact Sig.
Nominal by Nominal	Cramer's V	,548	,000	,000
N of Valid Cases		198		

Zwischen vorderem und hinterem Stapesschenkel bestand ein sehr starker Zusammenhang (Cramer's $V = 0,77$). Dieser war statistisch hoch signifikant ($p < 0,001$) (siehe Tabelle 11).

Tabelle 11(a-c): Korrelationsanalyse vorderer und hinterer Stapesschenkel

a) Kreuztabelle vorderer und hinterer Stapesschenkel

		hinterer Stapesschenkel				Total
		beurteilbar	teilweise beurteilbar	nicht beurteilbar	fraglich	
vorderer Stapesschenkel	beurteilbar	32	1	0	0	33
	teilweise beurteilbar	8	47	10	0	65
	nicht beurteilbar	0	7	92	0	99
	fraglich	0	1	0	1	2
Total		40	56	102	1	199

b) Chi-Square Tests

	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)	Exact Sig. (2-sided)
Pearson Chi-Square	353,985	9	,000	,000
Fisher's Exact Test	242,637			,000
N of Valid Cases	199			

c) Symmetric Measures

		Value	Approx. Sig.	Exact Sig.
Nominal by Nominal	Cramer's V	,770	,000	,000
N of Valid Cases		199		

3.1.4 Langer Ambossfortsatz

Zur Beurteilung des langen Ambossfortsatzes wurden aufgrund von Voroperationen 27 Felsenbeine (11,8%) ausgeschlossen, sodass 201 (88,2%) Aufnahmen evaluiert werden konnten.

193 (96%) der Fortsätze waren als vorhanden beurteilbar, drei (1,5%) waren fraglich und fünf (2,5%) nicht beurteilbar (siehe Tabelle 12).

Tabelle 12: Häufigkeiten zur Beurteilung des langen Ambossfortsatzes

	Häufigkeit	Prozent
beurteilbar	193	96,0
fraglich	3	1,5
nicht beurteilbar	5	2,5
Gesamt	201	100,0

177 (88,1%) Fortsätze waren intakt, 11 (5,5%) defekt und 13 (6,5%) blieben fraglich beurteilbar (siehe Tabelle 13).

Tabelle 13: Häufigkeiten bzgl. Intaktheit des langen Ambossfortsatzes

	Häufigkeit	Prozent
intakt	177	88,1
defekt	11	5,5
fraglich	13	6,5
Gesamt	201	100,0

Von den 193 als vorhanden beurteilbaren Fortsätzen waren 177 intakt, 11 defekt und fünf fraglich beurteilbar (siehe Tabelle 14).

Tabelle 14: Gegenüberstellung Beurteilbarkeit und Intaktheit des langen Ambossfortsatzes

		Beurteilbarkeit langer Ambossfortsatz			Total
		beurteilbar	fraglich	nicht beurteilbar	
Intaktheit	intakt	177	0	0	177
	defekt	11	0	0	11
	fraglich	5	3	5	13
Total		193	3	5	201

Fazit Häufigkeiten langer Ambossfortsatz:

Der lange Ambossfortsatz war in den meisten Fällen zu sehen und auch meist intakt.

3.1.5 Ovale und rundes Fenster

Bei den Fensternischen wurden aufgrund von Voroperationen jeweils drei Datensätze (1,3%) ausgeschlossen, somit blieben 225 (98,7%) Felsenbeine zur Evaluation. Bis auf ein rundes und zwei ovale Fenster waren alle Nischen beurteilbar (siehe Tabelle 15).

Tabelle 15: Beurteilbarkeit von ovalem und rundem Fenster

	Ovales Fenster		Rundes Fenster	
	Häufigkeit	Prozent	Häufigkeit	Prozent
beurteilbar	223	99,1	224	99,6
nicht beurteilbar	2	0,9	1	0,4
Gesamt	225	100	225	100

3.1.5.1 Korrelationsanalyse ovaless und rundes Fenster

Zwischen dem ovalen und runden Fenster bestand ein starker Zusammenhang (Cramer's $V = 0,71$), welcher statistisch hoch signifikant war ($p < 0,01$) (siehe Tabelle 16).

Tabelle 16(a-c): Korrelationsanalyse rundes und ovaless Fenster

a) Kreuztabelle rundes und ovaless Fenster

		Ovaless Fenster		Total
		beurteilbar	nicht beurteilbar	
Rundes Fenster	beurteilbar	223	1	224
	nicht beurteilbar	0	1	1
Total		223	2	225

b) Chi-Square Tests

	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)	Exact Sig. (2-sided)	Exact Sig. (1-sided)
Pearson Chi-Square	111,998 ^a	1	,000		
Fisher's Exact Test				,009	,009
N of Valid Cases	225				

c) Symmetric Measures

	Value	Approx. Sig.
Cramer's V	,706	,000
N of Valid Cases	225	

3.1.6 Bogengänge

Aufgrund von Voroperationen wurden für die Evaluation der Bogengänge zwei Datensätze (0,9%) ausgeschlossen. Somit standen 226 (99,1%) Aufnahmen für die Bewertung zur Verfügung (siehe Tabellen 17 und 18).

Tabelle 17: Beurteilbarkeiten der drei Bogengänge

	Horizontaler Bogengang		Oberer Bogengang		Hinterer Bogengang	
	Häufigkeit	Prozent	Häufigkeit	Prozent	Häufigkeit	Prozent
komplett beurteilbar	223	98,7	223	98,7	223	98,7
inkomplett beurteilbar	2	0,9	1	0,4	1	0,4
fraglich beurteilbar	0	0	0	0	0	0
nicht beurteilbar	1	0,4	2	0,9	2	0,9
Gesamt	226	100	226	100	226	100

Tabelle 18: Intaktheit der knöchernen Begrenzung der Bogengänge

	Horizontaler Bogengang		Oberer Bogengang		Hinterer Bogengang	
	Häufigkeit	Prozent	Häufigkeit	Prozent	Häufigkeit	Prozent
komplett beurteilbar - intakt	223	98,7	216	95,6	219	96,9
komplett beurteilbar - dehiszent	0	0	7	3,1	4	1,8
inkomplett beurteilbar - intakt	2	0,9	1	0,4	1	0,4
inkomplett beurteilbar - dehiszent	0	0	0	0	0	0
fraglich beurteilbar	1	0,4	2	0,9	2	0,9
nicht vorhanden	0	0	0	0	0	0
Gesamt	226	100	226	100	226	100

In 226 Fällen wurde der horizontale Bogengang beurteilt. Mit drei Ausnahmen war er komplett beurteilbar und die knöcherne Begrenzung komplett intakt [komplett beurteilbar- intakt 223 (98,7%)]. Zwei (0,9%) der Bogengänge waren nur inkomplett beurteilbar aber der einsehbare Teil intakt, ein Fall (0,4%) war nicht beurteilbar. Es lagen keinerlei Dehiszenzen vor.

Auch der obere Bogengang war in 223 Fällen (98,7%) beurteilbar, dabei war 216 (95,6%) mal die knöcherne Begrenzung intakt, sieben (3,1%) dieser Bogengänge wiesen jedoch Dehiszenzen auf. Einer (0,5%) war inkomplett beurteilbar-intakt, zwei (0,9%) waren nicht beurteilbar.

Von den 223 (98,7%) komplett beurteilbaren hinteren Bogengängen waren 219 (96,9%) intakt begrenzt, vier (1,8%) wiesen Dehiszenzen auf. Einer (0,5%) war inkomplett beurteilbar-intakt, zwei (0,9%) waren nicht beurteilbar.

Fazit Häufigkeiten Bogengänge:

Die drei Bogengänge waren in fast allen Fällen komplett einsehbar. Der obere Bogengang war nicht signifikant häufiger dehiszent (oben 7 > hinten 4 > horizontal 0). Insgesamt waren 11 (4,8%) der Bogengänge dehiszent.

3.1.6.1 Korrelationsanalysen der drei Bogengänge untereinander

Zwischen dem horizontalen und hinteren Bogengang bestand ein starker Zusammenhang (Cramer's $V = 0,71$), welcher statistisch hoch signifikant war ($p < 0,001$) (siehe Tabelle 19).

Tabelle 19(a-c): Korrelationsanalyse horizontaler und hinterer Bogengang

a) Kreuztabelle horizontaler und hinterer Bogengang

		Hinterer Bogengang			Total
		komplett beurteilbar	inkomplett beurteilbar	nicht beurteilbar	
Horizontaler Bogengang	komplett beurteilbar	222	0	1	223
	inkomplett beurteilbar	1	1	0	2
	nicht beurteilbar	0	0	1	1
Total		223	1	2	226

b) Chi-Square Tests

	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)
Pearson Chi-Square	224,991 ^a	4	,000
N of Valid Cases	226		

c) Symmetric Measures

	Value	Approx. Sig.
Cramer's V	,706	,000
N of Valid Cases	226	

Zwischen dem oberen und hinteren Bogengang bestand ein sehr starker Zusammenhang (Cramer's V = 1,00), welcher statistisch hoch signifikant war ($p < 0,001$) (siehe Tabelle 20).

Tabelle 20(a-c): Korrelationsanalyse oberer und hinterer Bogengang

a) Kreuztabelle oberer und hinterer Bogengang

		Hinterer Bogengang			Total
		komplett beurteilbar	inkomplett beurteilbar	nicht beurteilbar	
Oberer Bogengang	komplett beurteilbar	223	0	0	223
	inkomplett beurteilbar	0	1	0	1
	nicht beurteilbar	0	0	2	2
Total		223	1	2	226

b) Chi-Square Tests

	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)
Pearson Chi-Square	452,000 ^a	4	,000
N of Valid Cases	226		

c) Symmetric Measures

	Value	Approx. Sig.
Cramer's V	1,000	,000
N of Valid Cases	226	

Zwischen dem oberen und horizontalen Bogengang bestand ein starker Zusammenhang (Cramer's $V = 0,71$), welcher statistisch hoch signifikant war ($p < 0,001$) (siehe Tabelle 21).

Tabelle 21(a-c): Korrelationsanalyse oberer und horizontaler Bogengang

a) Kreuztabelle oberer und horizontaler Bogengang

		Horizontaler Bogengang			Total
		komplett beurteilbar	inkomplett beurteilbar	nicht beurteilbar	
Oberer Bogengang	komplett beurteilbar	222	1	0	223
	inkomplett beurteilbar	0	1	0	1
	nicht beurteilbar	1	0	1	2
Total		223	2	1	226

b) Chi-Square Tests

	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)
Pearson Chi-Square	224,991 ^a	4	,000
N of Valid Cases	226		

c) Symmetric Measures

	Value	Approx. Sig.
Cramer's V	,706	,000
N of Valid Cases	226	

3.1.7 Innerer Gehörgang

Die Weite des inneren Gehörgangs betrug im Mittel 5,13 mm (Standardabweichung 0,78 mm). Der geringste Durchmesser betrug 3,5 mm, der größte Durchmesser 8,3 mm (siehe Abb. 47).

Verteilung der Weite des inneren Gehörgangs am maximalen Durchmesser

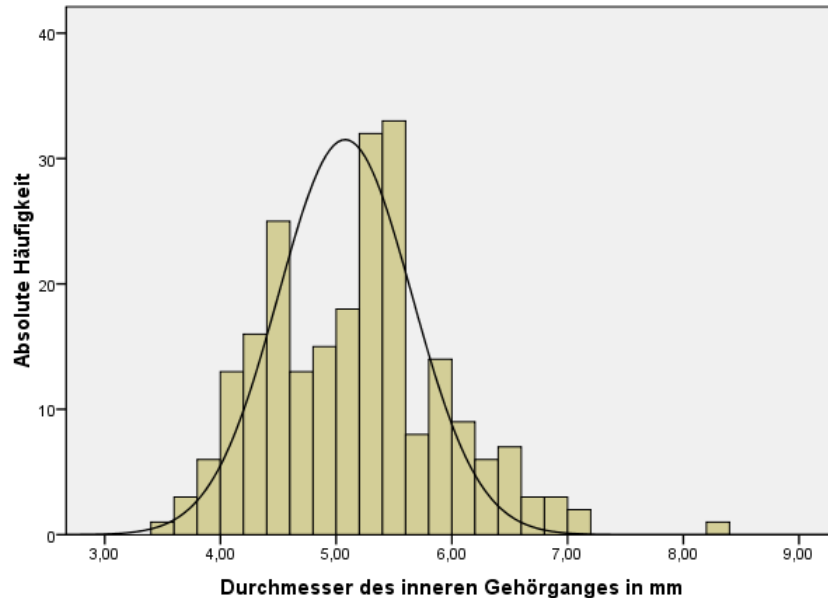


Abbildung 47: Verteilung der Weite des inneren Gehörgangs am maximalen Durchmesser

Das Alter korrelierte nicht mit der Gehörgangsweite ($r = 0,044$; $p > 0,5$).

Bezüglich des Geschlechts bestand dagegen im Durchschnitt eine Differenz von 0,39 mm zwischen weiblichen und männlichen inneren Gehörgängen (siehe Tabelle 22a). Im t-Test für unabhängige Stichproben ergibt sich bei gleichen Varianzen ein signifikanter Unterschied ($p < 0,001$; 95% Konfidenzintervall [0,19 mm; 0,59 mm]) (siehe Tabelle 22b).

Tabelle 22(a-b): Weite des inneren Gehörgangs geschlechtsgetrennt

a) Weite des inneren Gehörgangs geschlechtsgetrennt

Geschlecht	N	Mean	Std. Deviation	Std. Error Mean
männlich	123	5,3041	,70005	,06312
weiblich	105	4,9171	,81788	,07982

b) Independent Samples Test

		Levene's Test for Equality of Variances		t-test for Equality of Means					
		F	Sig.	t	df	Sig. (2-tailed)	Mean Difference	Std. Error Difference	95% Confidence Interval of the Difference
innerergeh	Equal variances assumed	3,592	,059	3,849	226	,000	,38692	,10052	Lower,18884 Upper,58500
	Equal variances not assumed			3,802	208,057	,000	,38692	,10176	Lower,18630 Upper,58755

3.1.8 Bulbus venae jugularis superior

Bei der Beurteilung des Bulbus venae jugularis superior wurde eine Aufnahme aus technischen Gründen (Bulbus komplett abgeschnitten) ausgeschlossen, somit standen 227 (99,6%) Datensätze zur Verfügung.

Tabelle 23: Beurteilbarkeit des Bulbus venae jugularis

	Häufigkeit	Prozent
komplett beurteilbar	222	97,8
inkomplett beurteilbar	5	2,2
fraglich	0	0
nicht beurteilbar	0	0
Gesamt	227	100,0

Tabelle 24: Beurteilbarkeit der knöchernen Begrenzung des Bulbus venae jugularis

	Häufigkeit	Prozent
komplett beurteilbar - intakt	206	90,8
komplett beurteilbar - dehiszent	16	7,1
inkomplett beurteilbar - intakt	5	2,2
inkomplett beurteilbar - dehiszent	0	0
fraglich beurteilbar	0	0
nicht vorhanden	0	0
Gesamt	227	100

In 222 (97,8%) Fällen war der Bulbus venae jugularis komplett beurteilbar. Komplett intakt begrenzt waren 206 Bulbi (90,8%), 16 (7,1%) wiesen Dehiszenzen zur Paukenhöhle auf. Fünf (2,2%) waren inkomplett beurteilbar (alle aufgrund verschobener ROI, wenn etwa Fehlbildungen im äußeren Gehörgang vorlagen)

aber deren knöcherne Begrenzung intakt. Kein Bulbus war aufgrund der Bildqualität fraglich oder nicht beurteilbar (siehe Tabellen 23 und 24).

Es standen 17 (7,4%) der Bulbi mindestens 1,1 mm und maximal 3,6 mm über dem Gehörgangsboden. Im Mittel betrug der Überstand 2,4 mm ($\pm 0,7$ mm) (siehe Abb. 48). Sieben der überstehenden Bulbi waren dehiszent, ihr Überstand betrug mindestens 2 mm.

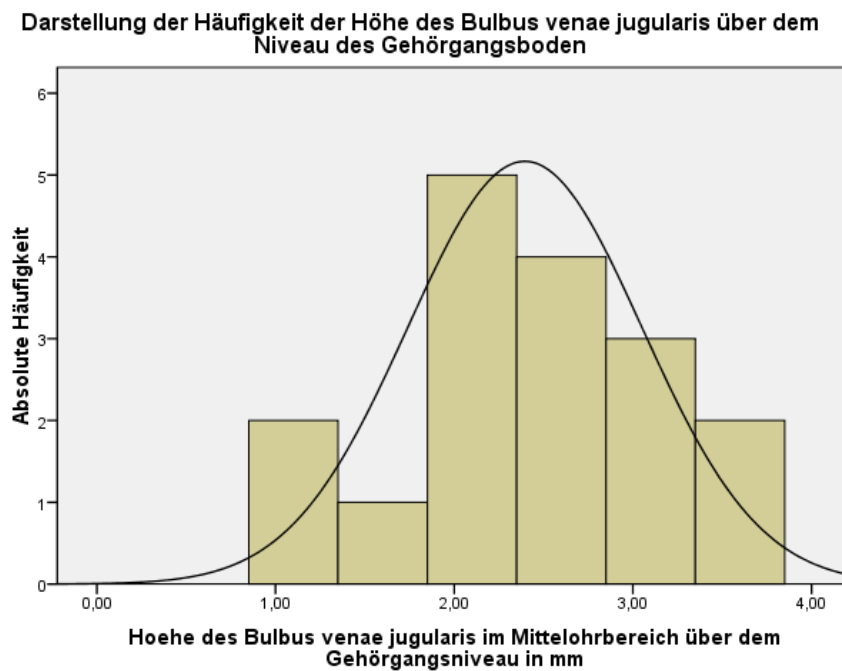


Abbildung 48: Darstellung der Häufigkeit der Höhe des Bulbus venae jugularis über dem Niveau des Gehörgangsbodens

3.1.9 Korrelationsanalysen ausgewählter Mittelohrstrukturen untereinander

Es sollte festgestellt werden, ob die verteilten Noten zweier Parameter in etwa gleich häufig gewählt wurden oder nicht. Von besonderem Interesse war ein Vergleich der Mittelohrstrukturen, somit wurde beispielsweise die Häufigkeitsverteilung aller evaluierten Ossikelkomponenten mit der des tympanalen Fazialissegmentes korreliert. Darüber hinaus fanden Korrelationen der Ossikelstrukturen untereinander statt. Es wurden 10 Parameter in unterschiedlichen Konstellationen miteinander verglichen:

1. Hammer-Amboss-Gelenk und tympanales Fazialissegment
2. Amboss-Stapes-Gelenk und tympanales Fazialissegment
3. Steigbügelkopf und tympanales Fazialissegment
4. hinterer Stapedesschenkel und tympanales Fazialissegment
5. vorderer Stapedesschenkel und tympanales Fazialissegment
6. langer Ambossfortsatz und tympanales Fazialissegment
7. Steigbügelkopf und Amboss-Stapes-Gelenk
8. hinterer Stapedesschenkel und Amboss-Stapes-Gelenk
9. vorderer Stapedesschenkel und Amboss-Stapes-Gelenk
10. langer Ambossfortsatz und Amboss-Stapes-Gelenk

1. Zwischen Hammer-Amboss-Gelenk und tympanalem Fazialissegment zeigte sich kein statistisch signifikanter Zusammenhang (siehe Tabelle 25).

Tabelle 25(a-c): Korrelationsanalyse Hammer-Amboss-Gelenk und tympanales Fazialissegment

a) Kreuztabelle Hammer-Amboss-Gelenk und tympanales Fazialissegment

		tympanales Fazialissegment				Total
		komplett beurteilbar	inkomplett beurteilbar	fraglich beurteilbar	nicht beurteilbar	
Hammer-Amboss-Gelenk	beurteilbar	35	57	2	8	102
	fraglich	1	1	0	0	2
	nicht beurteilbar	40	41	0	19	100
Total		76	99	2	27	204

b) Chi-Square Tests

	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)	Exact Sig. (2-sided)
Pearson Chi-Square	9,848	6	,131	,076
Fisher's Exact Test	11,835			,052
N of Valid Cases	204			

c) Symmetric Measures

	Value	Approx. Sig.	Exact Sig.
Cramer's V	,155	,131	,076
N of Valid Cases	204		

2. Zwischen Amboss-Stapes-Gelenk und tympanalem Fazialissegment bestand ein schwacher Zusammenhang (Cramer's V = 0,25). Dieser Zusammenhang war statistisch hoch signifikant ($p < 0,001$) (siehe Tabelle 26).

Tabelle 26(a-c): Korrelationsanalyse Amboss-Stapes-Gelenk und tympanales Fazialissegment

a) Kreuztabelle Amboss-Stapes-Gelenk und tympanales Fazialissegment

		tympanales Fazialissegment				Total
		komplett beurteilbar	inkomplett beurteilbar	fraglich beurteilbar	nicht beurteilbar	
Amboß-Stapes-Gelenk	beurteilbar	46	42	0	3	91
	fraglich	3	5	0	0	8
	nicht beurteilbar	26	48	2	23	99
Total		75	95	2	26	198

b) Chi-Square Tests

	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)	Exact Sig. (2-sided)
Pearson Chi-Square	25,249	6	,000	,002
Fisher's Exact Test	25,760			,000
N of Valid Cases	198			

c) Symmetric Measures

	Value	Approx. Sig.	Exact Sig.
Cramer's V	,253	,000	,002
N of Valid Cases	198		

3. Zwischen Stapeskopf und tympanalem Fazialissegment zeigte sich ein schwacher Zusammenhang (Cramer's V = 0,23). Dieser Zusammenhang war statistisch hoch signifikant ($p < 0,001$) (siehe Tabelle 27).

Tabelle 27(a-c): Korrelationsanalyse Stapeskopf und tympanales Fazialissegment

a) Kreuztabelle Stapeskopf und tympanales Fazialissegment

		tympanales Fazialissegment				Total
		komplett beurteilbar	inkomplett beurteilbar	fraglich beurteilbar	nicht beurteilbar	
Steigbügelkopf	beurteilbar	29	25	0	2	56
	teilweise beurteilbar	32	43	0	7	82
	nicht beurteilbar	14	25	2	17	58
	fraglich	0	2	0	0	2
Total		75	95	2	26	198

b) Chi-Square Tests

	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)	Exact Sig. (2-sided)
Pearson Chi-Square	30,289	9	,000	,020
Fisher's Exact Test	28,078			,000
N of Valid Cases	198			

c) Symmetric Measures

		Value	Approx. Sig.	Exact Sig.
Nominal by Nominal	Cramer's V	,226	,000	,020
N of Valid Cases		198		

4. Zwischen hinterem Stapesschenkel und tympanalem Fazialissegment zeigte sich kein statistisch signifikanter Zusammenhang (siehe Tabelle 28).

Tabelle 28(a-c): Korrelationsanalyse hinterer Stapesschenkel und tympanales Fazialissegment

a) Kreuztabelle hinterer Stapesschenkel und tympanales Fazialissegment

		tympanales Fazialissegment				Total
		komplett beurteilbar	inkomplett beurteilbar	fraglich beurteilbar	nicht beurteilbar	
hinterer Stapeschenkel	beurteilbar	21	18	0	1	40
	teilweise beurteilbar	21	29	0	6	56
	nicht beurteilbar	33	48	2	19	102
	fraglich	0	1	0	0	1
Total		75	96	2	26	199

b) Chi-Square Tests

	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)	Exact Sig. (2-sided)
Pearson Chi-Square	12,396	9	,192	,139
Fisher's Exact Test	14,961			,094
N of Valid Cases	199			

c) Symmetric Measures

	Value	Approx. Sig.	Exact Sig.
Cramer's V	,144	,192	,139
N of Valid Cases	199		

5. Zwischen vorderem Stapesschenkel und tympanalem Fazialissegment zeigte sich zwar ein Trend, jedoch kein statistisch signifikanter Zusammenhang (siehe Tabelle 29).

Tabelle 29(a-c): Korrelationsanalyse vorderer Stapesschenkel und tympanales Fazialissegment

a) Kreuztabelle vorderer Stapesschenkel und tympanales Fazialissegment

		tympanales Fazialissegment				Total
		komplett beurteilbar	inkomplett beurteilbar	fraglich beurteilbar	nicht beurteilbar	
vorderer Stapesschenkel	beurteilbar	20	12	0	1	33
	teilweise beurteilbar	20	38	0	7	65
	nicht beurteilbar	34	45	2	18	99
	fraglich	1	1	0	0	2
Total		75	96	2	26	199

b) Chi-Square Tests

	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)	Exact Sig. (2-sided)
Pearson Chi-Square	15,403	9	,080	,072
Fisher's Exact Test	16,341			,042
N of Valid Cases	199			

c) Symmetric Measures

	Value	Approx. Sig.	Exact Sig.
Nominal by Nominal Cramer's V	,161	,080	,072
N of Valid Cases	199		

6. Zwischen langem Ambossfortsatz und tympanalem Fazialissegment zeigte sich zwar ein Trend, aber kein statistisch signifikanter Zusammenhang (siehe Tabelle 30).

Tabelle 30(a-c): Korrelationsanalyse langer Ambossfortsatz und tympanales Fazialissegment

a) Kreuztabelle langer Ambossfortsatz und tympanales Fazialissegment

		tympanales Fazialissegment				Total
		komplett beurteilbar	inkomplett beurteilbar	fraglich beurteilbar	nicht beurteilbar	
Langer Amboßschenkel	beurteilbar	76	93	2	22	193
	fraglich	0	1	0	2	3
	nicht beurteilbar	0	3	0	2	5
Total		76	97	2	26	201

b) Chi-Square Tests

	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)	Exact Sig. (2-sided)
Pearson Chi-Square	13,394	6	,037	,088
Fisher's Exact Test	13,398			,028
N of Valid Cases	201			

c) Symmetric Measures

	Value	Approx. Sig.	Exact Sig.
Nominal by Nominal Cramer's V	,183	,037	,088
N of Valid Cases	201		

7. Zwischen Stapeskopf und Amboss-Stapes-Gelenk bestand ein mäßiger Zusammenhang (Cramer's V = 0,55), mit hoher statistischer Signifikanz ($p < 0,001$) (siehe Tabelle 31).

Tabelle 31(a-c): Korrelationsanalyse Stapeskopf und Amboss-Stapes-Gelenk

a) Kreuztabelle Stapeskopf und Amboss-Stapes-Gelenk

		Amboss-Stapes-Gelenk			Total
		beurteilbar	fraglich	nicht beurteilbar	
Stapeskopf	beurteilbar	51	0	5	56
	teilweise beurteilbar	40	7	35	82
	nicht beurteilbar	0	0	58	58
	fraglich	0	1	1	2
Total		91	8	99	198

b) Chi-Square Tests

	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)
Pearson Chi-Square	120,450 ^a	6	,000
N of Valid Cases	198		

c) Symmetric Measures

	Value	Approx. Sig.
Cramer's V	,552	,000
N of Valid Cases	198	

8. Zwischen hinterem Stapesschenkel und Amboss-Stapes-Gelenk bestand ein mäßiger Zusammenhang (Cramer's $V = 0,41$), der statistisch hoch signifikant war ($p < 0,001$) (siehe Tabelle 32).

Tabelle 32(a-c): Korrelationsanalyse hinterer Stapesschenkel und Amboss-Stapes-Gelenk

a) Kreuztabelle hinterer Stapesschenkel und Amboss-Stapes-Gelenk

		Amboss-Stapes-Gelenk			Total
		beurteilbar	fraglich	nicht beurteilbar	
Hinterer Stapesschenkel	Beurteilbar	33	1	5	39
	teilweise beurteilbar	34	6	16	56
	nicht beurteilbar	24	1	77	102
	Fraglich	0	0	1	1
Total		91	8	99	198

b) Chi-Square Tests

	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)
Pearson Chi-Square	65,426 ^a	6	,000
N of Valid Cases	198		

c) Symmetric Measures

	Value	Approx. Sig.
Cramer's V	,406	,000
N of Valid Cases	198	

9. Zwischen vorderem Stapesschenkel und Amboss-Stapes-Gelenk bestand ein mäßiger Zusammenhang (Cramer's $V = 0,42$), welcher statistisch hoch signifikant war ($p < 0,001$) (siehe Tabelle 33).

Tabelle 33(a-c): Korrelationsanalyse vorderer Stapesschenkel und Amboss-Stapes-Gelenk

a) Kreuztabelle vorderer Stapesschenkel und Amboss-Stapes-Gelenk

		Amboß-Stapes-Gelenk			Total
		beurteilbar	fraglich	nicht beurteilbar	
vorderer Stapesschenkel	beurteilbar	28	0	4	32
	teilweise beurteilbar	40	7	18	65
	nicht beurteilbar	22	1	76	99
	fraglich	1	0	1	2
Total		91	8	99	198

b) Chi-Square Tests

	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)	Exact Sig. (2-sided)
Pearson Chi-Square	68,156	6	,000	,000
Fisher's Exact Test	68,754			,000
N of Valid Cases	198			

c) Symmetric Measures

	Value	Approx. Sig.	Exact Sig.
Nominal by Nominal Cramer's V	,415	,000	,000
N of Valid Cases	198		

10. Zwischen langem Amboßfortsatz und Amboß-Stapes-Gelenk bestand kein statistisch signifikanter Zusammenhang (siehe Tabelle 34).

Tabelle 34(a-c): Korrelationsanalyse langer Amboßfortsatz und Amboß-Stapes-Gelenk

a) Kreuztabelle Langer Amboßschenkel - Amboß-Stapes-Gelenk

		Amboß-Stapes-Gelenk			Total
		beurteilbar	fraglich	nicht beurteilbar	
Langer Amboßschenkel	beurteilbar	91	8	91	190
	fraglich	0	0	3	3
	nicht beurteilbar	0	0	5	5
Total		91	8	99	198

b) Chi-Square Tests

	Value	df	Asymp. Sig. (2-sided)	Exact Sig. (2-sided)
Pearson Chi-Square	8,337	4	,080	,115
Fisher's Exact Test	8,058			,062
N of Valid Cases	198			

c) Symmetric Measures

	Value	Approx. Sig.	Exact Sig.
Nominal by Nominal Cramer's V	,145	,080	,115
N of Valid Cases	198		

3.2 Summenscore und CTDI

Für die Berechnung des Summenscores (siehe Kapitel 2.3.1) wurden 31 Felsenbeine aufgrund von Voroperationen (fehlende Ossikel) ausgeschlossen, somit konnten 197 Felsenbeinaufnahmen für die Kalkulation genutzt werden.

Der Summenscore als Vertreter der Beurteilbarkeit aller ausgewählten Parameter, rangierte im Patientenkollektiv zwischen 15 und 43 Punkten und betrug im Mittel 21,9 Punkte mit einer Standardabweichung von 4,1 Punkten (siehe Abb. 49). Es ließ sich keine Korrelation zwischen Patientenalter und Summenscore feststellen.

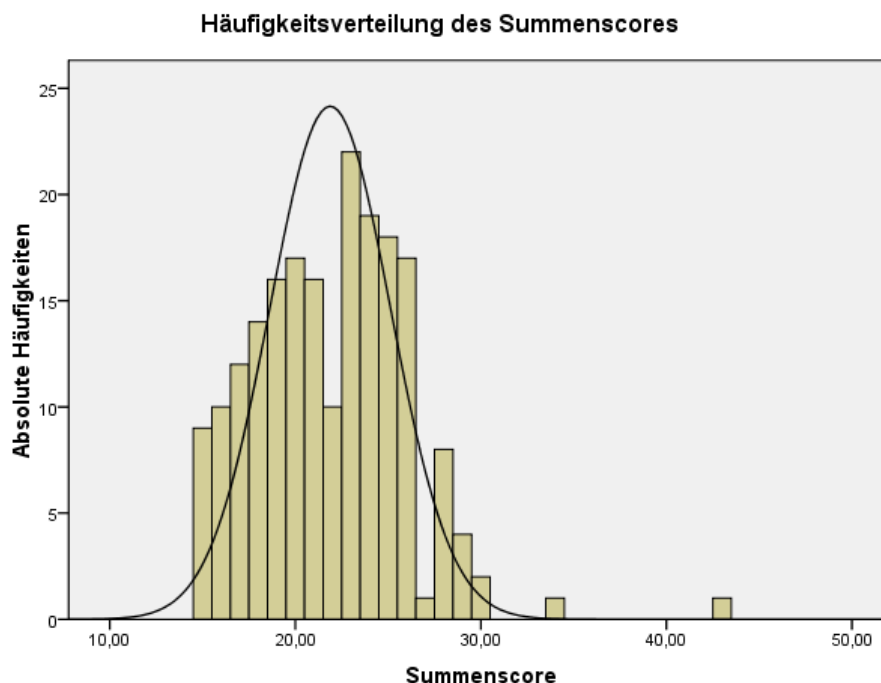


Abbildung 49: Häufigkeitsverteilung des Summenscores

Der Computed Tomography Dose Index (CTDI) betrug im Mittel 5,4 mGy ($\pm 1,1$ mGy). Die Korrelationsanalyse von Summenscore und CTDI-Wert -als orientierenden Einheiten zur Beurteilbarkeit der Parameter in Abhängigkeit von der Strahlendosis- ließ nur einen groben Trend erkennen, dass sich die Beurteilbarkeit mit zunehmender Dosis leicht verbesserte (siehe Abb. 50).

Aufgrund fehlender Variation der technischen Parameter und dem inhomogenen Patientenkollektiv lässt dieser Anschein jedoch keine statistischen Schlussfolgerungen zu.

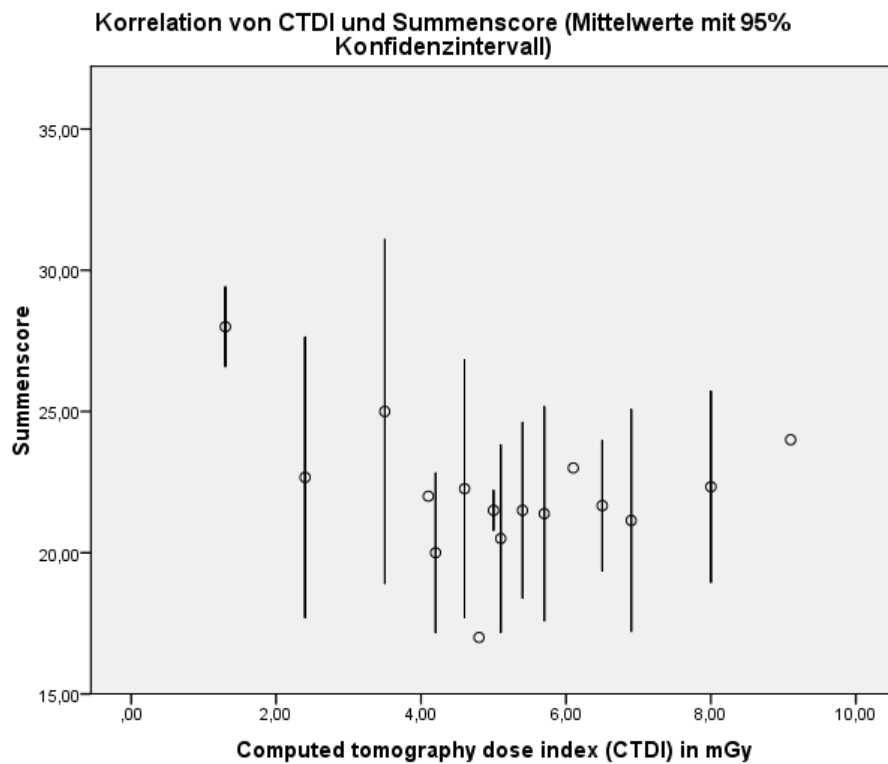


Abbildung 50: Korrelationsanalyse von CTDI und Summenscore (Mittelwerte mit 95% Konfidenzintervall)

4. Diskussion

Im Rahmen der vorliegenden Dissertation sollte die Methode der Digitalen Volumentomographie auf die Anwendbarkeit in der täglichen Routine hin überprüft werden. Dazu wurden 228 in vivo gefertigte Felsenbeinaufnahmen retrospektiv auf die Beurteilbarkeit von jeweils 15 anatomischen Strukturen hin evaluiert.

Dass die DVT zur Darstellung anatomischer Parameter im Bereich der Laterobasis gut geeignet ist, haben bereits mehrere Untersuchungen an Felsenbeinpräparaten gezeigt (Teymoortash et al., 2011; Offergeld et al., 2007; Dalchow et al., 2006b; Gupta et al., 2004). Ziel dieser Studie war es nun herauszufinden, wie gut die ausgewählten Strukturen im klinischen Alltag zu evaluieren sind. Bislang existieren nur wenige Arbeiten, die die Anwendbarkeit der DVT in der Darstellung der Ohranatomie in vivo überprüfen (Pein et al., 2014; Redfors et al., 2012; Dalchow et al., 2006a); anatomische in-vitro- oder CT-Studien liegen dagegen in größerer Zahl vor (Teymoortash et al., 2011; Penninger et al., 2011; Dahmani-Causse et al., 2011; Majdani et al., 2009; Peltonen et al., 2007; Gupta et al., 2004).

4.1 Diskussion der Methode

In der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde sowie in der Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie hat die DVT bereits ihren festen Platz eingenommen (vgl. Kapitel 1.2). Früh wurde hier die Überlegenheit der DVT bezogen auf Bildqualität und geringer Strahlendosis im Vergleich zur MDCT (engl.: multi-detector row computed tomography) demonstriert (Hashimoto et al., 2003). Der klinische Wert für Fragen in der Hochkontrastdiagnostik ist in den aktuellen fachspezifischen Leitlinien der AWMF (Arbeitsgemeinschaft der Wissenschaftlichen Medizinischen Fachgesellschaften e.V.) anerkannt (AWMF, 2015; AWMF, 2013).

In vielen Publikationen zur Anwendung der Digitalen Volumentomographie im Bereich der Laterobasis wird ein wichtiger Vorteil, im Vergleich zur Computertomographie, in ihrer erheblich reduzierten Strahlendosis gesehen (Redfors et al., 2012; Dahmani-Causse et al., 2011; Ruivo et al., 2009; Dalchow et al., 2006a). Während die Strahlendosis bei der MDCT (im Standardprotokoll) etwa 20-60 mGy beträgt, sind es bei der DVT nur ca. 10-15 mGy (Offergeld et al., 2007). Mehrere Faktoren tragen dazu bei, dass die DVT weniger strahlenintensiv ist: Die konische Strahlengeometrie, die pulsierende Emission (anstatt kontinuierlich wie bei der CT) und insbesondere die Möglichkeit der genauen Einstellung einer limitierenden ROI (Dahmani-Causse et al., 2011; Faccioli et al., 2009).

Die Angaben zur Strahlendosis unterliegen in der Literatur starken Schwankungen: Faccioli und Mitarbeiter ermittelten in einer in-vivo-Studie die Äquivalentdosis für jeweils MDCT und DVT. Die daraus resultierende effektive Dosis betrug bei der DVT mit 0,11 mSv nur 39% von der Dosis, die Patienten bei der MDCT (0,28 mSv) absorbierten (Faccioli et al., 2009). In anderen Studien ist die beschriebene Strahlendosis bei der DVT mal 22-fach, mal 45-fach vermindert oder beträgt nur 14% der „konventionellen“ Spiral-CT (Hashimoto et al., 2015; Dahmani-Causse et al., 2011; Ruivo et al., 2009).

Es sind technisch variierte Einstellungsparameter, unterschiedliche Gerätemodelle sowie verschiedene Arten der Dosisbestimmung, die für die hohe Variabilität der Dosis-Messwerte bei DVT und MDCT verantwortlich sind. Ein direkter Vergleich gestaltet sich -auch aufgrund der uneinheitlichen Terminologie- schwierig, sodass keine generellen Aussagen in Bezug auf Dosis und Bildqualität getroffen werden können (Knörger et al., 2012; Kyriakou et al., 2011; Ruivo et al., 2009). Darüber hinaus konnten bereits mit low-dose (=Niedrigdosis) -Protokollen geringere, der DVT entsprechende, Strahlendosen auch bei der MDCT erreicht werden (z.B. mit der Dual-Source-CT) (Knörger et al., 2012; Kyriakou et al., 2011). Lutz und Mitarbeiter erlangten durch ein ultra-low-

dose-Protokoll bei der MDCT sogar eine Reduktion der Strahlendosis um 50% (Lutz et al., 2007). Die Dosisfrage wird somit in der Literatur vielfach diskutiert.

Eindeutige Vorteile der hier verwendeten Methode sind dagegen die relativ geringen Anschaffungskosten für das DVT-System, sowie ein geringerer Platzbedarf (Dalchow et al., 2006a). In der Felsenbeinbildgebung besteht allerdings ein entscheidender Vorteil der MDCT in der kurzen Aufnahmezeit von 1-2 Sekunden, was sie erheblich weniger anfällig für Bewegungsartefakte macht. Im Gegensatz dazu benötigt die DVT i.d.R. 18 Sekunden, was das Risiko für besagte Artefakte um ein Vielfaches erhöht (Majdani et al., 2009). Ein weiterer Grund für vermehrte bewegungsbedingte Artefakte bei der DVT ist die sitzende Position, da auch die Fixiervorrichtungen eine minimale Bewegungsfreiheit des Kopfes nicht ausschließen. So ist insbesondere bei sehr alten (oder sehr jungen) Patienten oder Patienten mit beeinträchtigtem Allgemeinzustand eine komplette Immobilisation kaum möglich (Dahmani-Causse et al., 2011).

In einer ersten klinischen Studie zur Anwendung der DVT in der Laterobasis untersuchten Dalchow und Mitarbeiter 25 Patienten mit Schallleitungsstörung präoperativ mit der DVT und konnten intraoperativ alle zuvor erhobenen Befunde verifizieren, einschließlich der Identifikation von intakten wie erosiven Ossikelketten als solche (Dalchow et al., 2006a).

Es gibt bislang erst zwei publizierte Vergleichsstudien zwischen DVT und MDCT am lebenden Patienten, bei denen wie in der vorliegenden Studie anatomische Parameter im Bereich des Os temporale untersucht wurden. Redfors und Mitarbeiter (Redfors et al., 2012) unterzogen 20 Patienten mit einer 30-jährigen Latenzzeit nach Stapesprothesen-OP sowohl einer DVT- als auch einer MSCT-Untersuchung. Prinzipiell konnten alle 16 evaluierten anatomischen Strukturen mit beiden Methoden gleichwertig befunden werden. Allerdings variierten die Bewertungen der zwei Beobachter stark (vgl. Kapitel 4.3). Die Ergebnisse dieser

Studie zeigen, dass der Umgang und die Evaluation mit einer neuartigen Methode auch bei ausgebildeten Radiologen ein gewisses Training erfordert.

In einer weiteren Studie von Pein und Mitarbeitern konnte dagegen bei drei unabhängigen Untersuchern eine gute Interobserverübereinstimmung erzielt werden: Hier wurden 38 Schläfenbeinuntersuchungen (23 MDCTs sowie 15 DVTs) retrospektiv ausgewertet (Pein et al., 2014). Analysiert wurden 10 diagnostisch relevante Feinstrukturen des Os temporale. Tendenziell zeigte sich eine bessere Erkennbarkeit der Mittelohrstrukturen im DVT. Die Autoren betonen jedoch, dass bisher veröffentlichte Qualitätsunterschiede, die die DVT bevorteilen, in vivo im klinischen Alltag nicht der Relevanz zu entsprechen scheinen wie zuvor häufig dargestellt. Diese Ergebnisse bestätigen die eigens erhobenen Befunde.

Für die bisher veröffentlichten in-vitro-Studien zur Felsenbeinbildgebung mittels DVT wurden meist nur wenige Präparate verwendet (Teymoortash et al., 2011; Penninger et al., 2011; Dahmani-Causse et al., 2011; Majdani et al., 2009; Peltonen et al., 2007). Häufig wurde die Aufnahmequalität und applizierte Dosis von DVT und MDCT verglichen, manchmal auch noch mit anderen Verfahren, wie dem Prototypen einer auf einem Flachbildschirm basierenden Volumen-CT (fpVCT) (Majdani et al., 2009) oder der digitalen Subtraktionsangiographie (DSA) (Knörger et al., 2012). In der Regel wurde mit festgelegten Protokollen und z.T. mit mehreren Untersuchern gearbeitet. In einigen dieser Veröffentlichungen befanden die Autoren die DVT in Bezug auf die Darstellung klinisch relevanter Mittelohrstrukturen gleichwertig zur MDCT (Dahmani-Causse et al., 2011; Offergeld et al., 2007; Peltonen et al., 2007). In anderen Studien schnitt, besonders bei der Definition von knöchernen Strukturen, die DVT, bzw. ebenfalls auf Flachbilddetektoren basierende DVT-Prototypen wie die Volumen-CT, besser ab als die MDCT (Majdani et al., 2009; Gupta et al., 2004).

Wurden statt der isolierten Felsenbeinpräparate jedoch ganze Leichenköpfe verwendet, verschlechterte sich die Auflösung der untersuchten knöchernen Strukturen bei allen drei Methoden. Auch unterschied sich der Grad der

Beurteilbarkeit in Bezug auf die gewählte Methode bei den Leichenkopfpräparaten nicht mehr signifikant (Majdani et al., 2009).

Diese Beobachtungen beruhen hauptsächlich auf Röntgenphänomenen und erklären teilweise die schlechtere Bildbeurteilung in der vorliegenden Arbeit. Einige dieser Phänomene sollen im Folgenden näher erläutert werden:

Da bei den humanen Ganzkopfpräparaten das gesamte Weichteilgewebe belassen wurde, befindet sich mehr Masse zwischen Strahlenquelle und Detektor, was sowohl zu einer vermehrten Strahlenabsorption als auch zu mehr Streustrahlung führt (Majdani et al., 2009). Letztere verursacht in Flachbilddetektoren eine erhöhte Artefaktrate als im MDCT. Das liegt zum einen an dem im MDCT verwendeten Streufilter, welcher bei der DVT fehlt, zum anderen an der geringeren Voxelgröße des DVT-Flachbilddetektors, sodass sich dort Streustrahlung negativer auswirkt.

Peltonen et al. (2007) ermittelten ein 50% geringeres Kontrast-Rausch-Verhältnis (engl.: contrast-to-noise-ratio) bei der DVT im Vergleich zur MDCT, was neben der reduzierten Dosis am Detektor möglicherweise auch an der andersartigen Aufnahmegeometrie liegt. Einen weiteren Grund für die Abnahme der Bildqualität in den Ganzkopfpräparaten stellt die Aufhärtung der Röntgenstrahlung (engl.: beam hardening) dar (Peltonen et al., 2007). Diese entsteht dadurch, dass niederenergetische Strahlung eher von Weichteilgewebe absorbiert wird als hochenergetische Strahlung und somit hauptsächlich letztere den Flachbilddetektor erreicht. Zusätzlich muss die inhomogene Verteilung diverser Substrukturen im Leichenpräparat berücksichtigt werden, die bei der Rotation des C-Arms um den Kopf zu unterschiedlichen Ausprägungen der genannten Phänomene führt, was wiederum die Bildbeurteilbarkeit einschränkt (Majdani et al., 2009).

Außer den zuvor genannten, wurden Studien am Patienten (die Laterobasis betreffend) bislang hauptsächlich zur Eignungsprüfung der DVT für die

postoperative bildgebende Lagekontrolle nach Cochleaimplantatversorgung durchgeführt (vgl. Kapitel 1.2), wo sie mittlerweile vielfach zur Anwendung kommt (Zou et al., 2015a; Stutzki et al., 2015; Diogo et al., 2014; Saeed et al., 2014; Güldner et al., 2012b; Güldner et al., 2011; Struffert et al., 2010; Offergeld et al., 2007). Gerade in diesem Bereich ist eine strahlungsarme Methode wünschenswert, da sich die Patienten zum Zeitpunkt der OP meistens im Kindesalter befinden und wiederholte follow-up Untersuchungen nötig sind. Barker und Mitarbeiter testeten an Präparaten die erfolgreiche Insertion von CI-Elektroden durch die obliterierte Cochlea mit Hilfe intraoperativer DVT-Überwachung (Barker et al., 2009). Ruivo und Mitarbeiter wiesen darauf hin, dass die DVT zur Kontrolle der intracochleären Elektrodenlage in vivo genauso gut geeignet ist wie die MDCT und aufgrund ihrer reduzierten Strahlendosis letzterer vorzuziehen sei (Ruivo et al., 2009). Andere Studien zeigten hingegen, dass die Elektroden auch mit angepassten Niedrigdosis-Protokollen der MDCT ähnlich gut wie mit der DVT zu lokalisieren seien (Weisstanner et al., 2015; Theunisse et al., 2015). Einige Autoren beschreiben anhand von histologischen Schnitten, dass im Gegensatz zur MDCT mit einer RT (rotational tomography), aufgrund reduzierter Elektrodenartefakte, sogar eine genaue Skalenlokalisation innerhalb der Cochlea möglich ist (Kurzweg et al., 2011; Aschendorff et al., 2004).

Die Verringerung von Metallartefakten wirkt sich außerdem bei der Darstellung von Mittelohrprothesen positiv aus (Monteiro et al., 2011; Offergeld et al., 2009; Offergeld et al., 2007). Zur postoperativen Lagekontrolle nach der Implantation weiterer bionischer Hörprothesen wie der *Vibrant Soundbridge*® befanden Faccioli und Mitarbeiter in einer Studie an 100 Patienten die DVT als ausreichende Methode, obgleich sie den Bildern der CT qualitativ unterlegen war (Faccioli et al., 2009).

In derselben Studie wurde die Bildqualität mittels Zylinderphantom untersucht. Dabei war die DVT besonders in der kontrastarmen Auflösung der MDCT unterlegen, was die Ergebnisse anderer Studien bestätigt (Majdani et al., 2009;

Peltonen et al., 2007). In der MDCT wird Weichteilgewebe gut voneinander trennbar abgebildet, die derzeit verwendeten DVT-Geräte sind dagegen nicht in der Lage, zuverlässig zwischen verschiedenen Weichteilgeweben zu differenzieren. Dafür bietet die DVT eine gute isovolumetrische Auflösung mit exzellentem Kontrast, wodurch insbesondere Hochkontrastobjekte, wie feine knöcherne Strukturen, besser zur Darstellung kommen (Knörger et al., 2012; Offergeld et al., 2007; Bremke et al., 2010). In der vorliegenden Arbeit konnten indessen die filigranen Stapessubstrukturen nicht regelmäßig dargestellt werden, wahrscheinlich da sie durch ihren geringeren Mineralisierungsgrad eine verminderte Kompaktheit aufweisen (vgl. Kapitel 4.2.3).

Die oftmals angeführte höhere räumliche Auflösung der DVT konnte wiederum von Kyriakou und Mitarbeitern nicht bestätigt werden (Knörger et al., 2012; Penninger et al., 2011; Kyriakou et al., 2011).

Ringförmige Artefakte, wie sie von Faccioli und Mitarbeitern (2009) in der axialen Ebene beschrieben wurden, fanden sich zum Teil in den evaluierten DVT-Bildern der vorliegenden Studie wieder. Dagegen wurde beobachtet, dass in rekonstruierten Bildern bei der DVT die Übergänge zwischen Knochen und angrenzendem Gewebe feiner sind als dies in einer CT-Rekonstruktion der Fall ist (Penninger et al., 2011). Auch Offergeld et al. beschrieben diese von der Rekonstruktionsebene abhängigen „Treppenstufenartefakte“ (Offergeld et al., 2007).

Die derzeit auf dem Markt befindlichen DVT-Gerätetypen unterscheiden sich in ihren technischen Eigenschaften und weisen z.T. erhebliche Qualitätsunterschiede auf (Pein et al., 2014; Kyriakou et al., 2011). Liang und Mitarbeiter überprüften anhand eines Mandibula-Präparates fünf verschiedene DVT-Modelle (Accuitomo, i-CAT, NewTom, Scanora und Galileos) und ein MDCT-Gerät in Hinblick auf die Bildqualität. Der (auch in dieser Studie verwendete) Accuitomo überlag allen anderen Geräten, auch der MDCT, in der Darstellung anatomischer Strukturen. Die MDCT wies dagegen von allen Systemen das geringste

Bildrauschen auf (Liang et al., 2010a). In einem zweiten Teil der Studie verglichen Liang et al. bei den verschiedenen Gerätetypen die geometrische Präzision (engl.: *geometric accuracy*) von 3D-Oberflächenrekonstruktionen. Hierbei lieferte die MDCT die besten Ergebnisse, die Werte aller DVT-Systeme erwiesen sich jedoch als akzeptabel (Liang et al., 2010b).

Es wird deutlich, dass die Bildqualität je nach Studienprotokoll nicht einheitlich zu bestimmen ist. Abhängig von der Fragestellung wird diesbezüglich mal die MDCT, mal die DVT favorisiert.

Die meisten der in dieser Studie untersuchten Aufnahmen wurden im Standardmodus angefertigt. Individuelle Veränderungen resultierten aus persönlichen Präferenzen: Bei adipösen Patienten oder speziellen Fragestellungen muss ggf. mehr, bei Kindern weniger Dosis verwendet werden. Nach Herstellerangaben sollte die filigrane Gehörknöchelchenkette am besten im Hochauflösungsmodus (*High-Res*) abgebildet werden. Das Problem dieser Einstellung liegt mit 30,8 Sekunden in der Dauer der Aufnahme. Zum einen ist der Patient einer höheren Strahlendosis (fast doppelt so viel wie bei einer Standardaufnahme) ausgesetzt, zum anderen führt die verlängerte Aufnahmezeit in der Praxis wiederum zu einer höheren Rate von Bewegungsartefakten. Im Endeffekt erhält man somit eine weiterhin reduzierte Bildqualität bei zusätzlicher Strahlenbelastung für den Patienten.

Es muss berücksichtigt werden, dass mit der DVT stets nur ein Ohr untersucht werden kann. Für eine Bildgebung beider Seiten ist somit durch eine zweite Aufnahme die applizierte Dosis doppelt so hoch. Allerdings bietet die Möglichkeit zur Einschränkung der ROI gerade im Hals-Kopf-Bereich viele Vorteile, da Beschwerden häufig einseitig sind bzw. oft einseitig operiert wird und deshalb der zu durchleuchtende Bereich eine Eingrenzung zulässt (Peltonen et al., 2007). Besonders in der Behandlung langwieriger otologischer Erkrankungen, wie etwa chronischen Mittelohrentzündungen oder dem Cholesteatom, ist es sinnvoll, nur das betroffene Ohr einer Bildgebung zu unterziehen, da hier oftmals wiederholte

Untersuchungen indiziert sind. Bei der CT stellt eine derartige Vorgehensweise eine wesentlich stärker kumulierende Strahleneinwirkung dar (Faccioli et al., 2009; Peltonen et al., 2009; Peltonen et al., 2007).

Mittlerweile gibt es in der CI-Forschung erste Entwicklungen einer hochauflösenden DVT (*high-resolution CBCT*), mit der feinste Innenohrstrukturen wie die Lamina spiralis ossea im experimentellen Setting (experimental set-up) klar abgrenzbar sind (Zou et al., 2015a; Zou et al., 2015b). Eine Neuheit besteht in der „step-and-shoot“ Methode, mit der der rotierende C-Arm bei jedem Bild gestoppt wird, was die limitierte Ortsauflösung durch Bewegungsartefakte verbessern soll (Zou et al., 2015a). Hier werden auch Ansätze beschrieben, die DVT intraoperativ einzusetzen. Dieses HR-CBCT wurde im Bereich der Laterobasis bereits zur Cholesteatom-Ursachenforschung verwendet (Hashimoto et al., 2015).

Zusammenfassend kommt die Methode der Digitalen Volumentomographie heute bereits häufig zur Anwendung. Aufgrund vieler Kontroversen befindet sie sich jedoch immer noch, gerade bei der Laterobasis betreffenden Fragestellungen, in der Erprobungsphase und bedarf zukünftig weiterer klinischer Evaluation hinsichtlich ihrer Einsatzgebiete und Entwicklung von festgelegten Standards.

4.2 Diskussion der Ergebnisse

Für einen besseren Überblick sind zunächst die Ergebnisse der Beurteilbarkeit aller 15 bewerteten Strukturen in Tabelle 35 gesammelt dargestellt.

Tabelle 35: Ergebnis-Übersichtstabelle zur Beurteilbarkeit der 15 untersuchten anatomischen Strukturen (zur vereinfachten Darstellung wurden die Bewertungen "teilweise beurteilbar" und "fraglich beurteilbar" in einer Spalte zusammengefasst)

Parameter	Gesamt	komplett beurteilbar		teilweise bzw. fraglich beurteilbar		nicht beurteilbar	
		Häufigkeit	Prozent	Häufigkeit	Prozent	Häufigkeit	Prozent
N. facialis - mastoidal	228	218	95.6	9	4.0	1	0.4
N. facialis - tympanal	228	88	38.6	110	48.2	30	13.2
N. facialis - labyrinthär	228	224	98.3	3	1.3	1	0.4
Hammer-Amboss-Gelenk	204	102	50.0	2	1.0	100	49.0
Amboss-Stapes-Gelenk	198	91	46.0	8	4.0	99	50.0
Stapeskopf	198	56	28.3	84	42.4	58	29.3
hinterer Stapedsschenkel	199	40	20.1	57	28.6	102	51.3
vorderer Stapedsschenkel	199	33	16.6	67	33.7	99	49.7
langer Ambossfortsatz	201	193	96.0	3	1.5	5	2.5
rundes Fenster	225	224	99.6	0	0.0	1	0.4
ovales Fenster	225	223	99.1	0	0.0	2	0.9
horizontaler Bogengang	226	223	98.7	2	0.9	1	0.4
oberer Bogengang	226	223	98.7	1	0.4	2	0.9
hinterer Bogengang	226	223	98.7	1	0.4	2	0.9
Bulbus venae jugularis superior	227	222	97.8	5	2.2	0	0.0

4.2.1 Nervus facialis

Mit 98% war der kurze labyrinthäre Abschnitt von den drei untersuchten Strecken am besten beurteilbar und mit einer Ausnahme auch stets komplett knöchern begrenzt. Der mastoidale Verlaufsanteil des N. facialis war in knapp 96% der Fälle komplett beurteilbar, davon war etwa die Hälfte durchgängig

knöchern begrenzt, die andere Hälfte wies Dehiszenzen auf. Das tympanale Segment des N. facialis schnitt mit nur knapp 39% komplett beurteilbaren Strecken von den drei Fazialisanteilen mit Abstand am schlechtesten ab, 30% wurden sogar als nicht beurteilbar eingestuft. In 47% der Fälle war der tympanale Nervenverlauf inkomplett zu evaluieren, die knöcherne Begrenzung war daher meist nur unzureichend (inkomplett) beurteilbar.

Hierbei muss berücksichtigt werden, dass in erster Linie nicht der N. facialis selbst, sondern sein knöcherner Kanal beurteilt wurde. Grund für die schlechte Evaluierung des tympanalen Abschnitts ist, dass hier noch intensiver auf die den Nerven von der Paukenhöhle trennende Knochenlamelle geachtet wurde, welche sich als extrem dünne Struktur an der Grenze der Auflösung des DVT Gerätes befindet, sodass sie oftmals nicht visualisierbar war. Zudem ist die Knochenlamelle als anatomische Variante nicht immer angelegt. Ein weiterer Grund liegt möglicherweise im S-förmigen Verlauf des tympanalen Abschnitts durch die Paukenhöhle, wodurch dieser schwieriger in einer Ebene abzubilden ist.

Im Vergleich (komplett und inkomplett beurteilbare Strecken zusammen-gerechnet) wies der tympanale Fazialisabschnitt mit 48,6% etwa genauso viele Dehiszenzen auf wie der mastoideale Abschnitt (50,7%). Freiliegende Nervenabschnitte sind anfälliger für Pathologien (z.B. Cholesteatom bzw. entzündliche Prozesse) bzw. Verletzungen im Rahmen von otologischen Operationen (z.B. iatrogene Fazialislähmung) (Jäger et al., 2005). Besonders das tympanale Fazialissegment ist aufgrund seiner exponierten Lage entlang der Paukenhöhlenwand gefährdet. In der Literatur ist beschrieben, dass variable Ausprägungen des N. facialis keine Seltenheit sind (Jäger und Reiser, 2001; Helms, 1981). Dehiszenzen treten typischerweise tympanal (Ye et al., 2014) und im Bereich des ovalen Fensters auf (Di Martino et al., 2005; Dimopoulos et al., 1996; Fuse et al., 1996).

Ursachen für die in dieser Arbeit vermehrt detektierten Dehiszenzen des mastoidalen Fazialissegmentes sollen im Folgenden erörtert werden. Dehiszenzen des Canalis nervi facialis sind im Mastoid hauptsächlich wegen der ihn meist zahlreich umgebenden Cellulae mastoideae schwierig abzugrenzen und stellten in der vorliegenden Arbeit nicht selten einen Grund zur Reevaluation dar. So äußern sich Dehiszenzen im mastoidalen Verlauf meist in Ausbuchtungen des Canalis n. facialis, die mit einer oder mehreren Mastoidzellen verbunden sind. Da der N. facialis physiologisch von Gefäßen begleitet wird (im Mastoid von der A. tympanica posterior), sind zusätzlich diese abzugrenzen. Darüber hinaus sind Nervenabgänge, z.B. die Chorda tympani oberhalb des Foramen stylo-mastoideum, zu beachten, die fälschlicherweise als Dehiszenz gewertet werden können. Schließlich sind in der Literatur auch Verlaufsvarianten, wie eine gedoppelte mastoidale Strecke, beschrieben (Kösling und Bootz, 2010), letztere wurden in dieser Studie jedoch nicht beobachtet.

Die Inzidenz von Dehiszenzen des Fazialiskanals wird in der Literatur (anatomische Arbeiten) mit Werten zwischen 25% und 74% angegeben (Nomiya et al., 2014; Ye et al., 2014; Dimopoulos et al., 1996; Fuse et al., 1996; Baxter, 1971; Beddard and Saunders, 1962). Bei Kindern treten (meist aufgrund der noch nicht abgeschlossenen Ossifikation) Dehiszenzen signifikant häufiger auf (Ye et al., 2014), was die hohe Streubreite erklären könnte. Außerdem werden Dehiszenzen intraoperativ meist erst ab einem Durchmesser von einem Millimeter erkannt, wodurch die tatsächliche Prävalenz (durch histopathologisch aufgearbeitete Präparate erhoben) chirurgisch eher unterschätzt wird (Di Martino et al., 2005).

Der in der vorliegenden Arbeit ermittelte Wert von ca. 50% detektierten Dehiszenzen liegt demnach mittig im angegebenen Bereich der bisher publizierten Literatur.

4.2.2 Gelenkspalten Ossikelkette

Hinsichtlich der anatomischen Grundlagen sei auf Kapitel 1.3.1 verwiesen. Die Kontinuität der extrem kleinen doch funktionell enorm wichtigen Ossikelkette kann durch pathologische Prozesse im Mittelohr gestört bzw. destruiert werden, was eine Schallleitungsschwerhörigkeit nach sich zieht. Ursächlich sind meist chronisch-aggressive entzündliche Erkrankungen wie das sekundäre Cholesteatom, die Otosklerose oder Dislokationen bzw. ein Hämatotympanon durch komplexe oder Längsfrakturen des Felsenbeins (Kösling et al., 2010).

Beide Gelenkspalten konnten in etwa der Hälfte der Fälle als vorhanden beurteilt werden (das Hammer-Amboss-Gelenk zu vier Prozentpunkten besser als das Amboss-Stapes-Gelenk).

In einer weiteren in-vivo-Studie an 38 Patienten waren beide Gelenkspalten, sowohl in der DVT als auch in der CT, stets deutlich erkennbar, das Hammer-Amboss-Gelenk hier ebenfalls z.T. noch etwas besser und schärfer abgrenzbar als das Amboss-Stapes-Gelenk (Pein et al., 2014). Auch in anderen Studien waren diese Strukturen gut beurteilbar (Teymoortash et al., 2011; Peltonen et al., 2007; Lutz et al., 2007). In einer Untersuchung an Felsenbeinpräparaten wurde sogar eine bessere Darstellbarkeit durch einen VCT (Volumen-CT) -Prototypen mit Flachbilddetektor als mittels MDCT erreicht (Gupta et al., 2004).

Ein einfacher Grund für die schlechtere Darstellbarkeit der Gelenkspalten in der vorliegenden Studie kann die subjektiv strengere Beurteilung des Beobachters sein.

Eine weitere Option zur Beurteilung von Mittelohrpathologien, wie Diskontinuitäten in der Ossikelkette oder Tumoren, bietet in Zukunft möglicherweise auch der Hochfrequenzultraschall, der außer der Bilddarstellung zusätzlich die Funktion der Ossikelkette durch eine Vibrometrie evaluieren kann, solange das Mittelohr flüssigkeitsgefüllt ist (Landry et al., 2015). Allerdings wurde dieses Verfahren bislang nicht für die klinische Anwendung erprobt, da hierfür noch einige technische Verbesserungen nötig sind (Rainsbury et al., 2016).

4.2.3 Steigbügel

Untersucht wurden in dieser Studie die Beurteilbarkeit von Stapeskopf und den beiden Stapesschenkeln. Es zeigte sich deutlich, dass diese kleineren Substrukturen wesentlich schwieriger zu evaluieren waren als größere anatomische Parameter, wie beispielsweise der lange Ambossfortsatz (siehe Kapitel 4.2.4). Der Stapeskopf war häufiger als die Schenkel (jedoch auch meist nur teilweise) beurteilbar und in einem Drittel der Fälle nicht beurteilbar. Die beiden Schenkel ließen sich in etwa gleichwertig beurteilen, beide waren jedoch in der Hälfte der Fälle nicht evaluierbar.

Grund für diese Limitationen in der Darstellbarkeit des Stapes könnten neben der geringen Größe (Offergeld et al., 2007) ein geringerer Mineralisierungsgrad und damit verminderte Kompaktheit in Kombination mit der Hochkontrastauflösung der DVT sein.

Die schwierige Visualisierung der Stapesfeinstrukturen wurde auch in anderen in-vivo-Arbeiten festgestellt, wobei (ähnlich wie in der vorliegenden Studie) das Stapesköpfchen z.T. etwas besser dargestellt werden konnte als die Schenkel (Pein et al., 2014; Lutz et al., 2007). Die Stapeschenkel zeigten dafür in der DVT (in vitro wie in vivo) eine signifikant bessere Visualisierung als im CT (Pein et al., 2014; Teymoortash et al., 2011). Im Vergleich zu in-vivo-Untersuchungen ließen sich jedoch bei in-vitro-Studien an Felsenbeinpräparaten Köpfchen und Schenkel meist klarer abgrenzen (Dahmani-Causse et al., 2011; Peltonen et al., 2007; Gupta et al., 2004). Dieser Umstand lässt sich insbesondere durch die beim Menschen vermehrt auftretenden Röntgenphänomene wie Strahlenabsorption und Streustrahlung erklären, die die Bildbeurteilung erschweren (Majdani et al., 2009). Hinzu kommen aufnahmebedingte Bewegungsartefakte, die naturgemäß nur in vivo auftreten (vgl. Kapitel 4.1).

Eine bessere Darstellung der Stapeselemente beim Patienten konnte bereits durch das Verfahren der virtuellen Endoskopie (VE) erreicht werden (>90% Visualisierung), welches durch Rekonstruktion axialer CT-Bilder allerdings sehr zeitaufwendig ist (Himi et al., 2000).

4.2.4 Langer Ambossfortsatz

Neben dem Hammergriff ist der lange Ambossfortsatz die einzige Struktur, die bei einer chronisch-mesotympanalen Otitis media arrodiert werden kann (AWMF, 2014; Kösling et al., 2010). In der vorliegenden Untersuchung war er in fast allen Fällen beurteilbar und auch meist intakt. Diese Erhebung steht im Einklang mit den Ergebnissen vorausgegangener Studien, in denen sich der lange Ambossfortsatz als vergleichsweise „große“ Schläfenbeinstruktur regelmäßig gut aufgelöst darstellt (Teymoortash et al., 2011; Lutz et al., 2007; Gupta et al., 2004).

4.2.5 Ovale und rundes Fenster

Zur Anatomie und Funktion siehe Kapitel 1.3.1 und 1.3.2. Die Fensternischen von ovalem und rundem Fenster waren in über 99% der Fälle beurteilbar. Diese Ergebnisse entsprechen denen vorausgegangener Untersuchungen: So wurden einmal 120 CT-Aufnahmen von Patienten evaluiert (Lutz et al., 2007), ein anderes Mal sowohl 38 CT- als auch DVT-Aufnahmen von Felsenbeinpräparaten ausgewertet (Teymoortash et al., 2011) und in einer weiteren in-vitro- CT/DVT Vergleichsstudie war das ovale Fenster ebenfalls stets deutlich zu sehen (Peltonen et al., 2007). Dennoch kann es, etwa bei vorliegender Otosklerose mit stattgehabter Stapedektomie, in manchen Fällen schwieriger sein das ovale Fenster in der Bildgebung klar zu detektieren, was jedoch stark untersucherabhängig ist (Redfors et al., 2012). Die Otosklerose ist durch Knochenumbau- und Anlagerungsprozesse innerhalb des Schläfenbeins gekennzeichnet und hat hier besondere Relevanz, da sie u.a. zu einer Stapesfußplattenfixierung innerhalb des ovalen Fensters und damit zu einer Schallleitungsschwerhörigkeit führen kann (Chole und McKenna, 2001). Histologisch aktive fenestrale Otoskleroseherde konnten zuvor alle präoperativ durch die DVT dargestellt werden, jedoch zeigte sich auch, dass sowohl inaktive Otoskleroseherde als auch retrofenestrale Läsionen nicht durch die DVT

detektiert wurden (Revesz et al., 2016; Liktó et al., 2014). Kleine Otoskleroseplaques am ovalen Fenster können auch eine knöcherne Obliteration des Ductus cochlearis hervorrufen und müssen unbedingt vor der Planung einer CI-Implantation detektiert werden, da sie möglicherweise eine Kontraindikation für eben diese OP bedeuten bzw. das chirurgische Vorgehen ändern können (Lutz et al., 2007).

4.2.6 Bogengänge

In der vorliegenden Untersuchung waren die drei Bogengänge in nahezu allen Fällen komplett evaluierbar. Bei fehlender knöcherner Bedeckung des oberen und hinteren Bogengangs zur angrenzenden mittleren Schädelgrube spricht man von Dehiszenzen, die selten auch bilateral vorkommen (Kösling und Bootz, 2010). Insgesamt wurden nur wenige Dehiszenzen detektiert, im oberen Bogengang nicht signifikant häufiger (siebenmal) als im hinteren (viermal), im horizontalen Bogengang gar nicht.

Meistens handelt es sich bei dehiszenten Bogengängen um Zufallsbefunde (Kösling und Bootz, 2010), jedoch kann eine Dehiszenz gerade des oberen Bogengangs (engl.: superior semicircular canal dehiscence [SSCD]) auch schwere klinische Symptome bei den Betroffenen verursachen, wie beispielsweise Dreh- und Schwankschwindel, ausgelöst durch intrakranielle Druckschwankungen bei körperlicher Anstrengung oder Husten (Hennebert-Zeichen) sowie Lärm (Tullio-Phänomen) (Minor et al., 1998). Bei stark ausgeprägter Klinik spricht man auch vom Dehiszenzsyndrom (engl.: minor's syndrome). Zur Diagnosestellung ist neben der Provokation der Symptome durch etwa ein Valsalva-Manöver und der Aufzeichnung des dann ebenfalls bestehenden Nystagmus, bislang eine HR-CT erforderlich. Es besteht dann die Option die Dehiszenz chirurgisch zu schließen (Minor, 2000).

Mit einer Dehiszenzprävalenz von 4,8% liegen die Ergebnisse dieser Arbeit im unteren Bereich im Vergleich mit Daten aus vorausgegangenen CT-Studien, in

denen die radiologischen Prävalenzen mit 3-12% angegeben werden, von denen jedoch -wenn untersucht- nicht alle histologisch bzw. intraoperativ bestätigt werden konnten (Sandhu et al., 2016; Ceylan et al., 2010; Krombach et al., 2003; Williamson et al., 2003). Dalchow und Mitarbeiter werteten in einer 2013 durchgeführten Studie an 434 Patienten retrospektiv DVT-Aufnahmen aus, bei denen 11 Patienten mit peripherem Schwindel eine Bogengangsdehiszenz im DVT aufwiesen, welche in allen 11 Fällen intraoperativ bestätigt wurde (Dalchow et al., 2013). Es wird diskutiert, dass die DVT aufgrund ihrer höheren Ortsauflösung und fließenderer Übergänge zwischen Weichteil- und Knochenstrukturen zu weniger falsch-positiven Befunden führt als die MDCT und somit eine geeignete Alternative zur Diagnosesicherung bei einem Dehiszenzsyndrom darstellen kann (Bremke et al., 2015; Tavassolie et al., 2012; Penninger et al., 2011).

4.2.7 Innerer Gehörgang

Verschiedene Morphologien des inneren Gehörgangs (engl.: internal auditory canal) sind in vorangegangenen Untersuchungen beschrieben, wie etwa gerade, trichterförmig, zylindrisch oder knospen- bzw. birnenförmig (Marques et al., 2012; Muren, 1986; Amjad et al., 1969; Valvassori and Pierce, 1964). Vorstehende Variationen stellen gegebenenfalls eine der Ursachen für die große Variabilität in den Querschnittsmessungen dar und wurden auch in der vorliegenden Arbeit beobachtet, nicht aber zahlenmäßig erfasst, da dies kein Bestandteil der Fragestellungen war. Die durch Weichteilgewebe geprägten Pathologien des inneren Gehörgangs sind nicht Fokus der DVT, so erfolgt die Bildgebung in der Praxis primär durch das MRT bzw. im Notfall durch ein Kontrastmittel-CT. Zudem werden anatomische Varianten des inneren Gehörgangs stets über den Seitenvergleich definiert, was bei den z.T. isolierten Aufnahmen in dieser Studie nicht gegeben war.

In der vorliegenden Studie wies der innere Gehörgang an der Ampulle in vertikaler Ebene im Mittel eine Weite von 5,1 mm (Standardabweichung 0,8 mm) auf. Die Weiten reichten von minimal 3,5 mm bis maximal 8,3 mm. Der erhobene Durchschnittswert steht im Einklang mit Werten in der Literatur, wo der mittlere Durchmesser des inneren Gehörgangs mit zwischen 4 mm und 5,9 mm angegeben wird, allerdings wurde dieser bei CT-Studien zum Teil auch im AP- (anterior-posteriorem) Durchmesser in horizontaler Ebene gemessen (Marques et al., 2012; Krombach et al., 2005; Muren, 1986; Thomsen et al., 1981; Moran, 1972; Amjad et al., 1969; Valvassori and Pierce, 1964). Dabei ließen sich keine relevanten Unterschiede zwischen radiologischen und anatomischen Untersuchungen feststellen. Thomsen und Mitarbeiter ermittelten an CT-Bildern von 115 Patienten einen durchschnittlichen AP-Durchmesser von 5,1 mm (3-8 mm), was nahezu den hier erhobenen Daten entspricht (Thomsen et al., 1981). In einer anderen vorausgegangenen Studie wurde der innere Gehörgang in mehreren Dimensionen anhand von CT-Bildern bei 110 Probanden vermessen, hier betrug der vertikale Durchmesser bei der Erwachsenengruppe durchschnittlich 4,47 mm (Marques et al., 2012). Allerdings wurde dieser Durchmesser am Mittelpunkt des Längsdurchmessers erfasst, und damit nicht unbedingt an der weitesten Stelle, was die kleineren Messwerte im Vergleich zu den eigenen Ergebnissen erklären könnte.

Während in der vorliegenden Studie das Alter nicht mit der Gehörgangsweite korrelierte, bestand bei den Geschlechtern ein signifikanter Unterschied ($p < 0,001$), der im Durchschnitt eine Differenz von 0,4 mm zwischen weiblichen und männlichen inneren Gehörgängen ausmachte. Die Autoren der zuletzt genannten Studie fanden im Gegensatz dazu interessanterweise keinen signifikanten Unterschied zwischen den Geschlechtern, dafür jedoch einen statistisch signifikanten altersabhängigen Unterschied: So war der mittlere AP-Durchmesser bei Kindern mit 4,82 mm um durchschnittlich 0,35 mm größer als bei den Erwachsenen ($p < 0,05$) (Marques et al., 2012). Dieser Umstand lässt sich

möglicherweise dadurch erklären, dass im Patientenkollektiv von Marques und Mitarbeitern deutlich mehr Kinder und Kleinkinder untersucht wurden (ab dem ersten Lebensjahr), was mit der eigenen verwendeten Methode nicht möglich ist und u.a. den Vergleich schwierig gestaltet. Einen weiteren Grund für die Unterschiede könnte das in Hinblick auf die Ethnie gemischte brasilianische Patientenkollektiv bei Marques et al. darstellen (Marques et al., 2012).

Zu bedenken ist sicherlich, dass in der vorliegenden Arbeit stets an der weitesten Stelle der Ampulle gemessen und diese per Augenmaß beim Durchfahren der koronaren Ebene festgelegt wurde, ebenso wie der Umstand, dass aufgrund der ungleichmäßigen Berandung des Gehörgangs kein Lot angelegt wurde um die Weite zu messen, sodass Messungenauigkeiten nicht auszuschließen sind.

4.2.8 Bulbus venae jugularis superior

Der Bulbus venae jugularis war in nahezu allen Fällen komplett darstellbar. Sieben Prozent wiesen Dehiszenzen zur Paukenhöhle auf. Die klinische Relevanz ergibt sich aus dem erhöhten Blutungsrisiko bei Operationen am Mittelohr, sobald Dehiszenzen vorliegen. Auch der Bulbushochstand als Normvariante stellt in dem Fall eine erhöhte Verletzungsgefahr dar. Hierbei überschreitet der Bulbus das Hypotympanon bzw. die untere Grenze des hinteren Bogengangs nach kranial, was in der Literatur mit einer Häufigkeit von 6-24% angegeben wird (Kösling und Bootz, 2010). In der vorliegenden Arbeit standen 7,4% der Bulbi durchschnittlich 2,4 mm ($\pm 0,7$ mm) über dem Gehörgangsboden, davon waren knapp die Hälfte dehiszent. Ein Hochstand scheint demnach möglicherweise häufiger mit Dehiszenzen einherzugehen. Durch Änderung der venösen Flussverhältnisse kann ein Bulbushochstand außerdem das Vorkommen eines pulssynchronen Tinnitus begünstigen (Kösling und Bootz, 2010; Hofmann und Nusslein, 1989).

4.2.9 Korrelationsanalysen

In der Literatur findet sich bisher keine Studie, die mögliche Zusammenhänge zwischen der Darstellbarkeit einzelner Mittel- und Innenohrstrukturen untersucht hat. Somit sind die in dieser Arbeit präsentierten Korrelationsanalysen die ersten auf diesem Gebiet.

Die Korrelationsanalysen innerhalb eines Parameters bzw. einer anatomischen Einheit (siehe entsprechende Abschnitte unter Kapitel 3.1) ergaben meist ein starkes Zusammenhangsmaß, wenn die Häufigkeitsverteilungen jeweils gleich ausfielen. So zeigten sich mäßig bis stark ausgeprägte hoch signifikante Zusammenhänge zwischen den drei Bogengängen, zwischen ovalem und rundem Fenster, sowie zwischen den Stapessubstrukturen. Schon bei geringen Abweichungen war jedoch nur noch ein schwacher oder sogar kein Zusammenhang mehr festzustellen, wie es etwa bei den Fazialisabschnitten und den Gelenkspalten der Fall war.

Bei den zehn Korrelationspaaren im Mittelohr bestanden einige statistisch signifikante Zusammenhänge, die jedoch meist nur schwach bis sehr schwach ausgeprägt waren. Einzig signifikant mäßig korrelierten der vordere und hintere Stapesschenkel mit jeweils dem Amboss-Stapes-Gelenk sowie der Stapeskopf mit dem Amboss-Stapes-Gelenk. Waren also die Stapesschenkel bzw. der Stapeskopf komplett beurteilbar, so war auch das Amboss-Stapes-Gelenk meist zu erkennen und umgekehrt. Dieser Umstand bestätigt die gleichsam schwierige Darstellbarkeit dieser vier filigranen Strukturen. Eine signifikante aber schwache Korrelation zeigte sich noch zwischen dem tympanalen Fazialissegment und dem Amboss-Stapes-Gelenk bzw. zwischen tympanalem Fazialissegment und Stapeskopf. Ein Bias in dieser Erhebung ist allerdings die Tatsache, dass z.T. je nach Parameter entweder eine drei-, oder vierstufige Bewertungsskala zugrunde gelegt wurde.

4.3 Summenscore und CTDI

Der Summenscore (zum Begriff vgl. Kapitel 2.3.1), als rechnerisches Hilfsmittel zum Grad der Beurteilbarkeit aller ausgewählten Parameter, lag im Durchschnitt mit 21,9 Punkten (Standardabweichung 4,1 Punkte) im oberen Viertel (höchster und damit bester erreichbarer Wert waren 15, niedrigster Wert 43 Punkte). Die Methode der Digitalen Volumentomographie kann somit in Hinblick auf die Gesamtbeurteilung der in dieser Arbeit untersuchten Strukturen als gut bewertet werden. Allerdings ist zu beachten, dass hinsichtlich der evaluierten Parameter eine nicht unerhebliche Streubreite existiert.

Die Tatsache, dass sich keine Korrelation zwischen Patientenalter und Summenscore feststellen ließ, lässt sich am ehesten dadurch erklären, dass sowohl bei den sehr jungen, als auch bei den sehr alten Patienten am ehesten Bewegungsartefakte auftreten, während sich das große Mittelfeld in der Befundung altersabhängig nicht unterscheidet. Es wurden keine bisher publizierten Arbeiten gefunden, die diesen Sachverhalt näher untersuchten.

Der Computed Tomography Dose Index (CTDI) betrug im Mittel 5,4 mGy ($\pm 1,1$ mGy). Die Zusammenschau mit dem Summenscore zeigte hier einen recht groben Trend (statistisch nicht signifikant), wonach sich die Beurteilbarkeit mit zunehmender Dosis leicht verbesserte. Es liegt jedoch nahe, dass bei der Anwendung von Röntgenstrahlung die erforderliche Dosis mit der nötigen Bildqualität abgestimmt werden muss. Bitterwolf et al. untersuchten das Optimierungspotential bei der Anwendung der DVT im Bereich der Nasennebenhöhlen und des Felsenbeins (Bitterwolf et al., 2013). Für das Felsenbein konnte ein Optimierungsbereich von 3,0-4,0 mGy applizierter Dosis bestimmt werden, was einer Reduktion um 50% im Vergleich zu den bisherigen Standardeinstellungen in der täglichen Routine entspricht. Der CTDI würde somit beispielsweise bei nur 3,4 mGy liegen, der Summenscore bei 25 Punkten. Da die Daten jedoch an Leichenkopfpräparaten erhoben wurden, ist eine Übertragung der Ergebnisse auf die vorliegende Arbeit nicht ohne Weiteres möglich.

4.4 Diskussion von Fehlermöglichkeiten

Die Auswertung von Bildmaterial ist stets auch eine subjektive Angelegenheit, folglich bleibt jegliche Bildgebung in der Medizin in gewissem Maße Auslegungssache des Betrachters. In der vorliegenden Studie erschwerten zum Teil minimale Unterschiede zwischen den Bildern die Entscheidung über die Notenvergabe. Dieses Problem, welches insbesondere die filigranen Stapeskomponenten und die knöcherne Begrenzung des tympanalen N. facialis betraf, tauchte wiederholt während der Datenerhebung auf. Generell wurden unsichere Befunde mit einem weiteren, erfahrenem Beobachter diskutiert und eine konsensuelle Entscheidung getroffen. Es ist nicht auszuschließen, dass ein anderer Beobachter insgesamt zu abweichenden Benotungen gelangt wäre. So wurden in vorausgegangenen Studien zur Beurteilung von Felsenbeinsubstrukturen bei mehreren Beobachtern z.T. hochsignifikante Unterschiede in der Bewertung einzelner Parameter festgestellt (Redfors et al., 2012; Majdani et al., 2009).

Neben der Untersucherabhängigkeit spielt auch die Qualität des Befundungsbildschirms eine nicht zu unterschätzende Rolle. Somit könnte möglicherweise die Betrachtung an einem größeren und höher auflösenden Monitor bessere Ergebnisse erzielen.

Durch das relativ inhomogene Patientenkollektiv ist nicht auszuschließen, dass manche Strukturen in ihrer Darstellbarkeit unterschätzt wurden. Somit wiesen die Bilder von am Ohr voroperierten Patienten subjektiv vermehrt Artefakte auf. Dieser Eindruck entstand nicht nur an Felsenbeinen die Ossikelprothesen enthielten, auch bei Felsenbeinen, aus denen die Ossikel komplett entfernt wurden, stellte sich die Umgebung schlechter dar. Letzteres kann etwa an Narbengewebe liegen, das postoperativ entstanden ist. Auch wurden zwar stark verwackelte Aufnahmen aus der Studie ausgeschlossen, Aufnahmen mit geringeren sichtbaren Bewegungsartefakten, bei denen die Mehrzahl der

Strukturen zu erkennen war, wurden jedoch evaluiert und naturgemäß mit schlechteren Noten versehen.

Um die genannten Sachverhalte zu klären, sollten weiterführende Studien mit einem einheitlicheren Patientenkollektiv und festgelegten Aufnahmemodalitäten erfolgen. Idealerweise sollte eine solche Studie von mehreren qualifizierten und erfahrenen Untersuchern durchgeführt werden um die Evidenz zu stärken.

4.5 Ausblick

In der Vergangenheit wurden zahlreiche Untersuchungen an Felsenbeinpräparaten durchgeführt, die überwiegend zu demselben Ergebnis kamen: Die Digitale Volumentomographie bietet bei spezifischen Fragestellungen eine gute Alternative zur MDCT, dem bisherigen Goldstandard für die Felsenbeinbildgebung. Besonders die filigranen knöchernen Strukturen waren gut darstellbar und die einfache Anwendung der Methode vielversprechend.

Mit der vorliegenden Studie konnte gezeigt werden, dass diese Ergebnisse nicht ohne Weiteres auf die in-vivo-Anwendung der DVT übertragbar sind, da die untersuchten Bilder vermehrt Artefakte aufwiesen.

Um mehr darüber herauszufinden, ob die DVT tatsächlich das geeignetere Mittel für die Felsenbeinbildgebung ist, sowohl zu diagnostischen Zwecken als auch prä- bzw. postoperativ, sollten weitere klinische Studien erfolgen. Beispielsweise könnten zwei größere gematchte Patientenkollektive, bei denen eine Bildgebung des Felsenbeins indiziert ist, entweder eine DVT- oder eine MDCT-Untersuchung durchlaufen. Die daraus resultierenden Bilder sollten idealerweise von mehreren, sowohl radiologisch als auch otochirurgisch qualifizierten, Untersuchern ausgewertet und untereinander verglichen werden. Wichtig wären hierbei einheitliche Protokolle die technischen Parameter betreffend, um einen Vergleich überhaupt möglich zu machen. Außerdem sollten weitere, feinere

Strukturen des Mittel- und Innenohrs untersucht werden, wie beispielsweise die Sehne des M. tensor tympani oder das Septum interscalare der Cochlea, um mögliche Darstellungsunterschiede zur MDCT aufzuzeigen.

Andererseits stellt sich mittlerweile, in Anbetracht der derzeitigen Studienlage, womöglich nicht mehr die Frage, ob die DVT „besser“ geeignet ist für die Felsenbeinbildgebung. Sinnvoller wäre es nun festzulegen, bei welchen Indikationen die DVT die MDCT im Bereich der Laterobasis ersetzen kann. Insbesondere wegen ihrer geringeren verursachten effektiven Dosis ist es realistisch, dass schon bald die DVT die MDCT z.B. als follow-up Option nach bestimmten Operationen ablöst.

Ebenfalls wäre es interessant zu erfahren, ob DVT-Aufnahmen am liegenden Patienten aufgrund der Minderung von Bewegungsartefakten tatsächlich eine bessere Bildqualität aufweisen. Die neueste Generation der DVT-Systeme bei der die Aufnahmen in Rückenlage akquiriert werden, würde die Inzidenz von bewegungsbedingten Artefakten erheblich reduzieren (Dahmani-Causse et al., 2011). DVT-Modelle die wie ein vertikaler C-Arm fungieren und bereits intraoperativ zum Einsatz kommen, könnten für eine entsprechende Datenerhebung genutzt werden.

Es bleibt zu konstatieren, dass selbst die Digitale Volumentomographie geringe Einschränkungen in der Visualisierung knöcherner anatomischer Strukturen aufweist. Gleichwohl ist sie für die Felsenbeinbildgebung am Patienten gut geeignet. So ist die DVT der MDCT in Fragestellungen der Hochkontrastbildgebung aufgrund ihrer Dosisreduzierung zu bevorzugen.

5. Zusammenfassung

Die Pars petrosa des Os temporale stellt aufgrund ihrer komplexen Anatomie hohe Anforderungen an die radiologische Diagnostik von Ohrerkrankungen. Bis heute gilt hier die konventionelle Computertomographie (MDCT, engl.: multi-detector-row-CT) als Goldstandard. Nachdem vor mehreren Jahren die Methode der Digitalen Volumentomographie (DVT, engl.: cone beam computed tomography = CBCT) Einzug in die HNO-Heilkunde hielt, ist sie zunächst in der Frontobasis vielfach zur Anwendung gekommen. Dagegen wird im Bereich der Laterobasis die Schnittbildgebung derzeit weiter kontrovers diskutiert. Studien für dieses Anwendungsgebiet sind bislang hauptsächlich in vitro durchgeführt worden, während Erhebungen an Patienten erst vereinzelt vorliegen, sodass genauere Angaben über die Vorteile bzw. Limitationen der DVT in vivo noch nicht eindeutig belegt sind.

Ziel dieser Studie war es primär, herauszufinden, wie gut einzelne Mittel- und Innenohrstrukturen, wie etwa die filigrane Ossikelkette, mit der DVT am Patienten zu beurteilen sind.

Hierzu wurden 228 DVT-Datensätze von Patienten, die eine Bildgebung der Laterobasis erhielten, retrospektiv hinsichtlich der Darstellung von 15 klinisch relevanten anatomischen Strukturen anhand einer drei- bzw. vierstufigen Skala ausgewertet, bei Vorhandensein einer knöchernen Begrenzung der Struktur ebenso diese. Zudem wurden anatomische Varianten erhoben und intra- und intervariable Korrelationsanalysen durchgeführt.

Die Ergebnisse waren wie folgt: Der Summenscore als rechnerisches Hilfsmittel zum Grad der Beurteilbarkeit aller ausgewählten Parameter lag im Durchschnitt mit $21,9 \pm 4,1$ Punkten im oberen Viertel der Bewertungsskala (schlechteste Beurteilbarkeit: 43 Punkte; beste Beurteilbarkeit: 15 Punkte). Die größeren in dieser Arbeit untersuchten anatomischen Parameter konnten in über 95% der Fälle gut mit der DVT dargestellt werden (N. facialis, langer Ambossfortsatz,

Fensternischen, Bogengänge und Bulbus venae jugularis superior). Die feinen Komponenten der Ossikelkette waren hingegen weniger deutlich zu erkennen (Gelenkspalten ~50%, Stapesfeinstrukturen zu 17-28% komplett [28-41% teilweise] beurteilbar). Es zeigte sich, dass die Beurteilbarkeit der evaluierten Strukturen nicht altersabhängig war. Bei der Erhebung anatomischer Varianten kamen Dehiszenzen im Bereich des N. facialis häufig vor (50%), wesentlich seltener bei den Bogengängen (5%) und dem Bulbus venae jugularis (7%). Sieben Prozent der Bulbi standen durchschnittlich $2,4 \pm 0,7$ mm über dem äußeren Gehörgangsboden. Der Durchmesser des inneren Gehörgangs an seiner Ampulle betrug im Mittel $5,1 \pm 0,8$ mm. Während das Alter nicht mit der Gehörgangsweite korrelierte, bestand bei den Geschlechtern ein signifikanter Unterschied: die durchschnittliche Differenz zwischen weiblichen und männlichen inneren Gehörgängen betrug 0,4 mm (m>w). Die Beurteilbarkeit der Aufnahmen von lebenden Patienten ist im Vergleich zu Aufnahmen von Felsenbeinpräparaten aufgrund diverser Röntgenphänomene und Bewegungsartefakte vermindert.

Die Ergebnisse legen dar, dass die DVT zur Beurteilung knöcherner Mittel- und Innenohrstrukturen prinzipiell gut geeignet ist, zeigen jedoch auch die Limitationen dieser Methode auf, besonders in der Darstellung filigraner Mittelohrkomponenten wie z.B. der Stapesstrukturen. Dieser Umstand wurde auch in anderen in-vivo-Studien beobachtet. Da je nach Anwendungsprotokoll die DVT gegenüber der MDCT bei mindestens vergleichbarer bis teilweise überlegener Darstellungsqualität eine geringere Strahlenexposition für den Patienten bedeutet und zudem (wie in anderen Studien gezeigt) weniger Metallartefakte bei der Visualisierung von Mittel- und Innenohrimplantaten auftreten als bei der MDCT, sollte der DVT in Zukunft eine bedeutendere Rolle in der Felsenbeinbildgebung zukommen. Weitere in-vivo-Untersuchungen mit größerem Patientenkollektiv, mehreren erfahrenen Untersuchern und einheitlichen Geräteparametern sind erforderlich, um Standards zum Einsatz der DVT in der Laterobasis festzulegen.

6. Summary

Due to its complex anatomy, the petrous part of the temporal bone sets high requirements on radiologic diagnostics of ear diseases. Within this field conventional computed tomography (MDCT = multi-detector-row-CT) represents the gold standard till this day. Another applicable method, the cone beam computed tomography (CBCT, syn.: *digital volume tomography [DVT]*), found its way into otorhinolaryngology several years ago and is applied in the anterior skull base in many cases. In comparison, concerning the lateral skull base, section imaging is further being discussed at present. In this field of application, mainly in-vitro studies have been conducted thus far, whereas clinical trials are only infrequently available, exact data about advantages and limitations respectively is therefore not delineated yet.

The objective of this study was to find out, how well middle- and inner ear structures, such as the filigree ossicular chain, could be evaluated in patient's images through use of CBCT.

For this purpose 228 CBCT- data sets of patients who underwent imaging of the lateral skull base, were assessed retrospectively regarding the visualization of 15 clinically relevant anatomical structures based on a three- or four-step scale, likewise a structure's bony margin if in existence. Anatomical variants were additionally collected and intra- and intervariable correlation analyses were conducted.

The results were the following: The measured „sum“ score, assessed as a calculational aid to ascertain the degree of visualization of all selected parameters, averaged 21.9 ± 4.1 points, ranging in the upper quadrant of the rating scale (least evaluation: 43 points; best evaluation: 15 points). Larger anatomical parameters assessed in this work could be visualized well in more than 95% of all cases through use of CBCT (facial nerve, long process of the incus, fenestral niches, semicircular canals and the jugular bulb). Contrary to this, the

fine components of the ossicular chain were less clearly visible (joint spaces ~50% and stapes structures only in 17-28% completely [28-41% partly] evaluable). It turned out that assessment of the evaluated structures was not age-dependent. Upon collection of anatomical variants, facial nerve dehiscences occurred often (50%), considerably less frequently presented dehiscences within the semicircular canals (5%) and the jugular bulb (7%). Seven percent of the bulbs stood above the bottom of the external auditory canal on average with 2.4 ± 0.7 mm. The diameter of the internal auditory canal at its ampulla averaged 5.1 ± 0.8 mm. While age did not correlate with the width of the auditory canal, there was a significant discrepancy between the sexes: the average difference between female and male internal auditory canals came to 0.4 mm (m>f). Compared to images of petrous bone specimens, the evaluation of images collected from living patients is reduced due to radiological signs and motion artifacts.

The results show, that in principle CBCT is well convenient for the evaluation of bony middle- and inner ear structures. However, it became clear there are limitations, especially in the depiction of filigree components of the middle ear such as the stapes structures. This circumstance was also observed in other in-vivo trials. Depending on the application protocol, CBCT means less radiation exposure for the patient, while image quality is at least equal to or partly superior compared to MDCT. Furthermore, as shown in other studies, less metal artifacts occur in visualization of middle- and inner ear implants than by use of MDCT. These observations call for CBCT to receive more attention in the context of imaging of the petrous bone. Further in-vivo investigations with a larger patient population, more experienced observers and coherent device parameters are required in order to define standards within the use of CBCT in the lateral skull base.

7. Abkürzungsverzeichnis

A.	Arteria
Art.	Articulatio
CBCT	Cone beam computed tomography (= DVT)
CI	Cochlea Implantat
CT	Computertomographie
CTDI	Computertomographie-Dosis-Index
DVT	Digitale Volumentomographie
FOV	Field of view (= <i>Sichtfeld</i>)
Gl.	Glandula
Gy	Gray
HR-(CB)CT	High-resolution (cone beam) computed tomography
i.d.R.	in der Regel
Lig.	Ligamentum
M.	Musculus
MDCT	Multi-detector row computed tomography
MSCT	Multi-slice computed tomography (= MDCT)
MRT	Magnetresonanztomografie
N.	Nervus
PORP	Partial Ossicular Replacement Prosthesis
ROI	Region of interest (= <i>die zu untersuchende Region</i>)
RT	Rotational tomography
Sv	Sievert
syn.	Synonymous (= <i>synonym</i>)
TORP	Total Ossicular Replacement Prosthesis
u.a.	unter anderem
VCT	Volumen-CT
z.T.	zum Teil

8. Literaturverzeichnis

- AMJAD, A. H., SCHEER, A. A. & ROSENTHAL, J. 1969. Human internal auditory canal. *Arch Otolaryngol*, 89: 709-14.
- ARAI, Y., TAMMISALO, E., IWAI, K., HASHIMOTO, K. & SHINODA, K. 1999. Development of a compact computed tomographic apparatus for dental use. *Dentomaxillofac Radiol*, 28: 245-8.
- ASCHEENDORFF, A., KUBALEK, R., HOCHMUTH, A., BINK, A., KURTZ, C., LOHNSTEIN, P., KLENZNER, T. & LASZIG, R. 2004. Imaging procedures in cochlear implant patients- evaluation of different radiological techniques. *Acta Otolaryngol Suppl*, 552: 46-9.
- AWMF 2011. Leitlinie "Rhinosinusitis". *Leitlinie der Deutschen Gesellschaft für Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde, Kopf- und Hals-Chirurgie*, AWMF-Register Nr. 017/049.
- AWMF 2013. Dentale digitale Volumentomographie. *Leitlinien der Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK)*, AWMF-Register Nr. 083/005.
- AWMF 2014. Leitlinie "Chronisch-mesotympanale Otitis media". *Leitlinie der Deutschen Gesellschaft für Hals-Nasen-Ohren-Heilkunde, Kopf- und Hals-Chirurgie*, AWMF-Register Nr. 017/074.
- AWMF 2015. Radiologische Diagnostik im Kopf-Hals-Bereich/Algorithmen für die Durchführung radiologischer Untersuchungen der Kopf-Hals-Region. *Leitlinien der Deutschen Röntgengesellschaft (DRG)*, AWMF-Register Nr. 039/093.
- BARKER, E., TRIMBLE, K., CHAN, H., RAMSDEN, J., NITHIANANTHAN, S., JAMES, A., BACHAR, G., DALY, M., IRISH, J. & SIEWERDSEN, J. 2009. Intraoperative use of cone-beam computed tomography in a cadaveric ossified cochlea model. *Otolaryngol Head Neck Surg*, 140: 697-702.
- BAXTER, A. 1971. Dehiscence of the Fallopian canal. An anatomical study. *J Laryngol Otol*, 85: 587-94.
- BEDDARD, D. & SAUNDERS, W. H. 1962. Congenital defects in the fallopian canal. *Laryngoscope*, 72: 112-5.
- BITTERWOLF, L., LÜNZNER, K., HEINRICHS, J., DIOGO, I., WIEGAND, S., TEYMOORTASH, A. & GÜLDNER, C. 2013. Dosisreduktion unter Betrachtung der erforderlichen Bildqualität – Wie viel Dosis braucht ein Bild? *Laryngo-Rhino-Otol*, 92: 332-7.

- BORTZ J, LIENERT G A, BARSKOVA T, LEITNER K, OESTERREICH R 2008. *Kurzgefasste Statistik für die klinische Forschung. Leitfaden für die verteilungsfreie Analyse kleiner Stichproben*. 3. Aufl. ed., Berlin, Springer-Verlag.
- BREMKE, M., LEPPEK, R. & WERNER, J. A. 2010. [Digital volume tomography in ENT medicine]. *HNO*, 58: 823-32. DOI 10.1007/s00106-010-2110-1.
- BREMKE, M., LUERS, J. C., ANAGIOTOS, A., GOSTIAN, A. O., DORN, F., KABBASCH, C., UNKEL, C., HOLLERING, J. & BEUTNER, D. 2015. Comparison of digital volume tomography and high-resolution computed tomography in detecting superior semicircular canal dehiscence- a temporal bone study. *Acta Otolaryngol*, 135: 901-6.
- BREMKE, M., SESTERHENN, A. M., MURTHUM, T., AL HAIL, A., BIEN, S. & WERNER, J. A. 2009. Digital volume tomography (DVT) as a diagnostic modality of the anterior skull base. *Acta Otolaryngol*, 129: 1106-14.
- CEYLAN, N., BAYRAKTAROGU, S., ALPER, H., SAVAS, R., BILGEN, C., KIRAZLI, T., GUZELMANSUR, I. & ERTURK, S. M. 2010. CT imaging of superior semicircular canal dehiscence: added value of reformatted images. *Acta Otolaryngol*, 130: 996-1001.
- CHAN, Y., SIEWERDSEN, J. H., RAFFERTY, M. A., MOSELEY, D. J., JAFFRAY, D. A. & IRISH, J. C. 2008. Cone-beam computed tomography on a mobile C-arm: novel intraoperative imaging technology for guidance of head and neck surgery. *J Otolaryngol Head Neck Surg*, 37: 81-90.
- CHOLE, R. A. & MCKENNA, M. 2001. Pathophysiology of otosclerosis. *Otol Neurotol*, 22: 249-57.
- DAHMANI-CAUSSE, M., MARX, M., DEGUINE, O., FRAYSSE, B., LEPAGE, B. & ESCUDÉ, B. 2011. Morphologic examination of the temporal bone by cone beam computed tomography: Comparison with multislice helical computed tomography. *European Annals of Otorhinolaryngology, Head and Neck Diseases*, 128: 230-5.
- DALCHOW, C., WEBER, A., BIEN, S., YANAGIHARA, N. & WERNER, J. 2006a. Value of digital volume tomography in patients with conductive hearing loss. *Eur Arch Otorhinolaryngol*, 263: 92-9.
- DALCHOW, C. V., WEBER, A. L., YANAGIHARA, N., BIEN, S. & WERNER, J. A. 2006b. Digital volume tomography: radiologic examinations of the temporal bone. *AJR Am J Roentgenol*, 186: 416-23.
- DALCHOW, C. V., KNECHT, R., GRZYSKA, U. & MUENSCHER, A. 2013. Radiographic examination of patients with dehiscence of semicircular canals with digital volume tomography. *Eur Arch Otorhinolaryngol*, 270: 511-9.

- DALY, M. J., SIEWERDSEN, J. H., MOSELEY, D. J., JAFFRAY, D. A. & IRISH, J. C. 2006. Intraoperative cone-beam CT for guidance of head and neck surgery: Assessment of dose and image quality using a C-arm prototype. *Med Phys*, 33: 3767-80.
- DAMMANN, F., BOOTZ, F., COHNEN, M., HASSFELD, S., TATAGIBA, M. & KÖSLING, S. 2014. Diagnostic imaging modalities in head and neck disease. *Dtsch Arztebl Int*, 111: 417-23.
- DI MARTINO, E., SELLHAUS, B., HAENSEL, J., SCHLEGEL, J. G., WESTHOFEN, M. & PRESCHER, A. 2005. Fallopian canal dehiscences: a survey of clinical and anatomical findings. *Eur Arch Otorhinolaryngol*, 262: 120-6.
- DILLO W., WEBER B. & BECKER H. 1998. Computertomographische Untersuchungstechnik und Anatomie des Felsenbeins. *JKlinische Neuroradiologie*, 8: 159-64.
- DIMOPOULOS, P. A., MUREN, C., SMEDBY, O. & WADIN, K. 1996. Anatomical variations of the tympanic and mastoid portions of the facial nerve canal. A radioanatomical investigation. *Acta Radiol Suppl*, 403: 49-59.
- DIOGO, I., FRANKE, N., STEINBACH-HUNDT, S., MANDAPATHIL, M., WEISS, R., WERNER, J. A. & GÜLDNER, C. 2014. Differences of radiological artefacts in cochlear implantation in temporal bone and complete head. *Cochlear Implants Int*, 15: 112-7.
- FACCIOLI, N., BARILLARI, M., GUARIGLIA, S., ZIVELONGHI, E., RIZZOTTI, A., CERINI, R. & MUCELLI, R. P. 2009. Radiation dose saving through the use of cone-beam CT in hearing-impaired patients. *Radiol Med*, 114: 1308-18.
- FIELD, A. 2009. *Discovering statistics using SPSS*, London, Sage Publications Limited.
- FUSE, T., TADA, Y., AOYAGI, M. & SUGAI, Y. 1996. CT detection of facial canal dehiscence and semicircular canal fistula: comparison with surgical findings. *J Comput Assist Tomogr*, 20: 221-4.
- GÜLDNER, C., WIEGAND, S., WEISS, R., BIEN, S., SESTERHENN, A., TEYMOORTASH, A. & DIOGO, I. 2011. Artifacts of the electrode in cochlea implantation and limits in analysis of deep insertion in cone beam tomography (CBT). *Eur Arch Otorhinolaryngol*. Online publiziert: DOI 10.1007/s00405-011-1719-3.
- GÜLDNER, C., PISTORIUS, S. M., DIOGO, I., BIEN, S., SESTERHENN, A. & WERNER, J. A. 2012a. Analysis of pneumatization and neurovascular structures of the sphenoid sinus using cone-beam tomography (CBT). *Acta Radiol*, 53: 214-9.

- GÜLDNER, C., WEISS, R., EIVAZI, B., BIEN, S., WERNER, J. A. & DIOGO, I. 2012b. [Intracochlear electrode position: Evaluation after deep insertion using cone beam computed tomography]. *HNO*, 60: 817-22. DOI 10.1007/s00106-012-2527-9.
- GUPTA, R., BARTLING, S. H., BASU, S. K., ROSS, W. R., BECKER, H., PFOH, A., BRADY, T. & CURTIN, H. D. 2004. Experimental flat-panel high-spatial-resolution volume CT of the temporal bone. *AJNR Am J Neuroradiol*, 25: 1417-24.
- HASHIMOTO, K., ARAI, Y., IWAI, K., ARAKI, M., KAWASHIMA, S. & TERAOKA, M. 2003. A comparison of a new limited cone beam computed tomography machine for dental use with a multidetector row helical CT machine. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*, 95: 371-7.
- HASHIMOTO, K., YANAGIHARA, N., HYODO, J. & SAKAGAMI, M. 2015. Osseous eustachian tube and peritubal cells in patients with unilateral cholesteatoma comparison between healthy and diseased sides using high-resolution cone-beam computed tomography. *Otol Neurotol*, 36: 776-81.
- HELMS, J. 1981. Variations of the course of the facial nerve in the middle ear and mastoid. In: SAMII M, J. P. (ed.): *The cranial nerves*, Berlin, Springer-Verlag
- HIMI, T., SAKATA, M., SHINTANI, T., MITSUZAWA, H., KAMAGATA, M., SATOH, J. & SUGIMOTO, H. 2000. Middle ear imaging using virtual endoscopy and its application in patients with ossicular chain anomaly. *ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec*, 62: 316-20.
- HOFMANN, E. & NUSSLEIN, A. 1989. [Abnormalities of the bulbus venae jugularis: a cause for pulse synchronous tinnitus?]. *HNO*, 37: 56-61.
- JÄGER, L., BONELL, H., LIEBL, M., SRIVASTAV, S., ARBUSOW, V., HEMPEL, M. & REISER, M. 2005. CT of the normal temporal bone: comparison of multi- and single-detector row CT. *Radiology*, 235: 133-41.
- JÄGER, L. & REISER, M. 2001. CT and MR imaging of the normal and pathologic conditions of the facial nerve. *Eur J Radiol*, 40: 133-46.
- KALENDER, W. A. & KYRIAKOU, Y. 2007. Flat-detector computed tomography (FD-CT). *Eur Radiol*, 17: 2767-79.
- KALRA, M. K. & SAINI, S. 2006. Standardized nomenclature and description of CT scanning techniques. *Radiology*, 241: 657-60.

- KLINGEBIEL, R., BAUKNECHT, H. C., KASCHKE, O., WERBS, M., FREIGANG, B., BEHRBOHM, H., ROGALLA, P. & LEHMANN, R. 2001. Virtual endoscopy of the tympanic cavity based on high-resolution multislice computed tomographic data. *Otol Neurotol*, 22: 803-7.
- KNÖRGEN, M., BRANDT, S. & KÖSLING, S. 2012. [Comparison of quality on digital X-ray devices with 3D-capability for ENT-clinical objectives in imaging of temporal bone and paranasal sinuses]. *Rofo*, 184: 1153-60.
- KÖSLING, S. & BOOTZ, F. 2010. *Bildgebung HNO-Heilkunde*, Berlin/Heidelberg, Springer-Verlag.
- KÖSLING, S., BRANDT, S. & NEUMANN, K. 2010. [Imaging of the temporal bone]. *Radiologe*, 50: 711-34.
- KROMBACH, G. A., DIMARTINO, E., SCHMITZ-RODE, T., PRESCHER, A., HAAGE, P., KINZEL, S. & GUNTHER, R. W. 2003. Posterior semicircular canal dehiscence: a morphologic cause of vertigo similar to superior semicircular canal dehiscence. *Eur Radiol*, 13: 1444-50.
- KROMBACH, G. A., VAN DEN BOOM, M., DI MARTINO, E., SCHMITZ-RODE, T., WESTHOFEN, M., PRESCHER, A., GUNTHER, R. W. & WILDBERGER, J. E. 2005. Computed tomography of the inner ear: size of anatomical structures in the normal temporal bone and in the temporal bone of patients with Meniere's disease. *Eur Radiol*, 15: 1505-13.
- KURZWEG, T., DALCHOW, C. V., BREMKE, M., MAJDANI, O., KURECK, I., KNECHT, R., WERNER, J. A. & TEYMOORTASH, A. 2011. The value of digital volume tomography in assessing the position of cochlear implant arrays in temporal bone specimens. *Ear Hear*, 31: 413-9.
- KYRIAKOU, Y., KOLDITZ, D., LANGNER, O., KRAUSE, J. & KALENDER, W. 2011. [Digital Volume Tomography (DVT) and Multislice Spiral CT (MSCT): an Objective Examination of Dose and Image Quality]. *Rofo*, 183: 144–53.
- LANDRY, T. G., RAINSBURY, J. W., ADAMSON, R. B., BANCE, M. L. & BROWN, J. A. 2015. Real-time imaging of in-vitro human middle ear using high frequency ultrasound. *Hear Res*, 326: 1-7.
- LIANG, X., JACOBS, R., HASSAN, B., LI, L., PAUWELS, R., CORPAS, L., SOUZA, P. C., MARTENS, W., SHAHBAZIAN, M., ALONSO, A. & LAMBRICHTS, I. 2010a. A comparative evaluation of Cone Beam Computed Tomography (CBCT) and Multi-Slice CT (MSCT) Part I. On subjective image quality. *Eur J Radiol*, 75: 265-9.
- LIANG, X., LAMBRICHTS, I., SUN, Y., DENIS, K., HASSAN, B., LI, L., PAUWELS, R. & JACOBS, R. 2010b. A comparative evaluation of Cone Beam Computed

Tomography (CBCT) and Multi-Slice CT (MSCT). Part II: On 3D model accuracy. *Eur J Radiol*, 75: 270-4.

LIKTOR, B., REVESZ, P., CSOMOR, P., GERLINGER, I., SZIKLAI, I. & KAROSI, T. 2014. Diagnostic value of cone-beam CT in histologically confirmed otosclerosis. *Eur Arch Otorhinolaryngol*, 271: 2131-8.

LUTZ, J., JÄGER, V., HEMPEL, M. J., SRIVASTAV, S., REISER, M. & JÄGER, L. 2007. Delineation of temporal bone anatomy: feasibility of low-dose 64-row CT in regard to image quality. *Eur Radiol*, 17: 2638-45.

MAJDANI, O., THEWS, K., BARTLING, S., LEINUNG, M., DALCHOW, C., LABADIE, R., LENARZ, T. & HEIDRICH, G. 2009. Temporal bone imaging: comparison of flat panel volume CT and multisection CT. *AJNR Am J Neuroradiol*, 30: 1419-24.

MARQUES, S. R., AJZEN, S., G. D. I., ALONSO, L., ISOTANI, S. & LEDERMAN, H. 2012. Morphometric analysis of the internal auditory canal by computed tomography imaging. *Iran J Radiol*, 9: 71-8.

MARTIN, C., MICHEL, F., POUGET, J. F., VEYRET, C., BERTHOLON, P. & PRADES, J. M. 2004. Pathology of the ossicular chain: comparison between virtual endoscopy and 2D spiral CT-data. *Otol Neurotol*, 25: 215-9.

MINOR, L. B. 2000. Superior canal dehiscence syndrome. *Am J Otol*, 21: 9-19.

MINOR, L. B., SOLOMON, D., ZINREICH, J. S. & ZEE, D. S. 1998. Sound- and/or pressure-induced vertigo due to bone dehiscence of the superior semicircular canal. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg*, 124: 249-58.

MONTEIRO, E., DAS, P., DALY, M., CHAN, H., IRISH, J. & JAMES, A. 2011. Usefulness of Cone-Beam Computed Tomography in Determining the Position of Ossicular Prostheses: A Cadaveric Model. *Otology & Neurotology*, 32: 1358-63.

MORAN, C. 1972. [Anatomy of the internal auditory canal]. *Rev Laryngol Otol Rhinol (Bord)*, 93: 727-36.

MORITA EUROPE, Herstellerinformation, Produktbeschreibung 3D-Accuitomo-170 online unter URL: <http://www.jmoritaeurope.de/de/produkte/hno/geraete-fuer-diagnostik-und-bildgebung/ent-3d-accuitomo-170/> [Stand:13.09.2016]

MOZZO, P., PROCACCI, C., TACCONI, A., MARTINI, P. T. & ANDREIS, I. A. 1998. A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone-beam technique: preliminary results. *Eur Radiol*, 8: 1558-64.

- MUREN, C. 1986. The internal acoustic meatus. Anatomic variations and relations to other temporal bone structures. *Acta Radiol Diagn (Stockh)*, 27: 505-12.
- NERVINA, J. M. 2012. Cone beam computed tomography use in orthodontics. *Australian Dental Journal*, 57: 95-102.
- NOMIYA, S., KARIYA, S., NOMIYA, R., MORITA, N., NISHIZAKI, K., PAPARELLA, M. M. & CUREOGLU, S. 2014. Facial nerve canal dehiscence in chronic otitis media without cholesteatoma. *Eur Arch Otorhinolaryngol*, 271: 455-8.
- OFFERGELD, C., KROMEIER, J., ASCHENDORFF, A., MAIER, W., KLENZNER, T., BELEITES, T., ZAHNERT, T., SCHIPPER, J. & LASZIG, R. 2007. Rotational tomography of the normal and reconstructed middle ear in temporal bones: an experimental study. *Eur Arch Otorhinolaryngol*, 264: 345-51.
- OFFERGELD, C., KROMEIER, J., MERCHANT, S. N., LASURASHVILI, N., NEUDERT, M., BORNITZ, M., LASZIG, R. & ZAHNERT, T. 2009. Experimental investigation of rotational tomography in reconstructed middle ears with clinical implications. *Hear Res*, 263: 191-7.
- PEIN, M. K., BRANDT, S., PLONTKE, S. K. & KÖSLING, S. 2014. [Visualization of subtle temporal bone structures. Comparison of cone beam CT and MDCT]. *Radiologe*, 54: 271-8.
- PELTONEN, L. I., AARNISALO, A. A., KASER, Y., KORTESNIEMI, M. K., ROBINSON, S., SUOMALAINEN, A. & JERO, J. 2009. Cone-beam computed tomography: a new method for imaging of the temporal bone. *Acta Radiol*, 50: 543-8.
- PELTONEN, L. I., AARNISALO, A. A., KORTESNIEMI, M. K., SUOMALAINEN, A., JERO, J. & ROBINSON, S. 2007. Limited cone-beam computed tomography imaging of the middle ear: a comparison with multislice helical computed tomography. *Acta Radiol*, 48: 207-12.
- PENNINGER, R. T., TAVASSOLIE, T. S. & CAREY, J. P. 2011. Cone-Beam Volumetric Tomography for Applications in the Temporal Bone. *Otol Neurotol*, 32: 453-60.
- RAFFERTY, M. A., SIEWERDSEN, J. H., CHAN, Y., DALY, M. J., MOSELEY, D. J., JAFFRAY, D. A. & IRISH, J. C. 2006. Intraoperative cone-beam CT for guidance of temporal bone surgery. *Otolaryngol Head Neck Surg*, 134: 801-8.
- RAINSBURY, J. W., LANDRY, T. G., BROWN, J. A., ADAMSON, R. A. & BANCE, M. 2016. High Frequency Ex Vivo Ultrasound Imaging of the Middle Ear to Show Simulated Ossicular Pathology. *Otol Neurotol*, 37: 586-92.

- REDFORS, Y. D., GRONDAHL, H. G., HELLGREN, J., LINDFORS, N., NILSSON, I. & MÖLLER, C. 2012. Otosclerosis: Anatomy and Pathology in the Temporal Bone Assessed by Multi-Slice and Cone-Beam CT. *Otology & Neurotology*, 33: 922-7.
- REVESZ, P., LIKTOR, B., SZIKLAI, I., GERLINGER, I. & KAROSI, T. 2016. Comparative analysis of preoperative diagnostic values of HRCT and CBCT in patients with histologically diagnosed otosclerotic stapes footplates. *Eur Arch Otorhinolaryngol*, 273: 63-72.
- RUIVO, J., MERMUYS, K., BACHER, K., KUHWEIDE, R., OFFECIERS, E. & CASSELMAN, J. W. 2009. Cone beam computed tomography, a low-dose imaging technique in the postoperative assessment of cochlear implantation. *Otol Neurotol*, 30: 299-303.
- SAEED, S. R., SELVADURAI, D., BEALE, T., BIGGS, N., MURRAY, B., GIBSON, P., RISI, F. & BOYD, P. 2014. The use of cone-beam computed tomography to determine cochlear implant electrode position in human temporal bones. *Otol Neurotol*, 35: 1338-44.
- SANDHU, J. S., MANICKAVASAGAM, J., CONNOLLY, D., RAGHAVAN, A., FERNANDO, M. & RAY, J. 2016. Comparison of radiologically and histologically determined thickness of bone overlying the superior semicircular canal in sixty-six cadaveric specimens: Impact on the diagnosis of Minor's Syndrome. *Clin Otolaryngol*. DOI 10.1111/coa.12697.
- SCHIEBLER, T. H. 2005. *Anatomie*, 9. Auflage, Heidelberg, Springer-Verlag.
- SCHÜNKE, M., SCHULTE, E., SCHUMACHER, U., VOLL, M. & WESKER, K. 2006. *Kopf und Neuroanatomie, Prometheus Lernatlas der Anatomie*, Stuttgart, Springer-Verlag.
- STRUFFERT, T., HERTEL, V., KYRIAKOU, Y., KRAUSE, J., ENGELHORN, T., SCHICK, B., IRO, H., HORNUNG, J. & DOERFLER, A. 2010. Imaging of cochlear implant electrode array with flat-detector CT and conventional multislice CT: comparison of image quality and radiation dose. *Acta Otolaryngol*, 130: 443-52.
- STUTZKI, M., JAHNS, E., MANDAPATHIL, M. M., DIOGO, I., WERNER, J. A. & GÜLDNER, C. 2015. Indications of cone beam CT in head and neck imaging. *Acta Otolaryngol*, 135: 1337-43.
- TAVASSOLIE, T. S., PENNINGER, R. T., ZUNIGA, M. G., MINOR, L. B. & CAREY, J. P. 2012. Multislice computed tomography in the diagnosis of superior canal dehiscence: how much error, and how to minimize it? *Otol Neurotol*, 33: 215-22.

- TEYMOORTASH, A., HAMZEI, S., MURTHUM, T., EIVAZI, B., KURECK, I. & WERNER, J. A. 2011. Temporal bone imaging using digital volume tomography and computed tomography: a comparative cadaveric radiological study. *Surg Radiol Anat*, 33: 123-8.
- THEUNISSE, H. J., JOEMAI, R. M., MAAL, T. J., GELEIJNS, J., MYLANUS, E. A. & VERBIST, B. M. 2015. Cone-beam CT versus multi-slice CT systems for postoperative imaging of cochlear implantation--a phantom study on image quality and radiation exposure using human temporal bones. *Otol Neurotol*, 36: 592-9.
- THOMSEN, J., REITER, S., BORUM, P., TOS, M. & JENSEN, J. 1981. Tomography of the internal acoustic meatus. A critical evaluation of the radiological appearance in normals and in patients with acoustic neuromas. *J Laryngol Otol*, 95: 1191-204.
- VALVASSORI, G. E. & PIERCE, R. H. 1964. THE NORMAL INTERNAL AUDITORY CANAL. *Am J Roentgenol Radium Ther Nucl Med*, 92: 1232-41.
- WEIß, C. 2010. *Basiswissen Medizinische Statistik*, 5. Aufl. ed., Berlin, Springer-Verlag.
- WEISSTANNER, C., MANTOKOUDIS, G., HUTH, M., VERMA, R. K., NAUER, C., SENN, P., CAVERSACCIO, M. D. & WAGNER, F. 2015. Radiation dose reduction in postoperative computed position control of cochlear implant electrodes in lambs - An experimental study. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol*, 79: 2348-54.
- WILLIAMSON, R. A., VRABEC, J. T., COKER, N. J. & SANDLIN, M. 2003. Coronal computed tomography prevalence of superior semicircular canal dehiscence. *Otolaryngol Head Neck Surg*, 129: 481-9.
- YE, F., ZHU, X., CHEN, B. & HAO, S. 2014. [Incidence of facial nerve dehiscence in mastoidectomy]. *Zhonghua Er Bi Yan Hou Tou Jing Wai Ke Za Zhi*, 49: 597-601.
- ZOU, J., HANNULA, M., LEHTO, K., FENG, H., LAHELMA, J., AULA, A. S., HYTTINEN, J. & PYYKKO, I. 2015a. X-ray microtomographic confirmation of the reliability of CBCT in identifying the scalar location of cochlear implant electrode after round window insertion. *Hear Res*, 326: 59-65.
- ZOU, J., LAHELMA, J., KOIVISTO, J., DHANASINGH, A., JOLLY, C., AARNISALO, A., WOLFF, J. & PYYKKO, I. 2015b. Imaging cochlear implantation with round window insertion in human temporal bones and cochlear morphological variation using high-resolution cone beam CT. *Acta Otolaryngol*, 135: 466-72.

9. Abbildungsverzeichnis

<u>Abbildung 1:</u> Altersverteilung im Patientenkollektiv.....	10
<u>Abbildung 2:</u> C-Arm mit Röntgenröhre und gegenüberliegendem Flachbilddetektor	11
<u>Abbildung 3:</u> 3D Accuitomo 170 der Firma Morita (Kyoto, Japan)	12
<u>Abbildung 4:</u> Einstellung der drei Hauptebenen mittels Laserpilotstrahlen	12
<u>Abbildung 5:</u> N. facialis, mastoidale Strecke komplett beurteilbar, knöcherne Begrenzung intakt.....	16
<u>Abbildung 6:</u> N. facialis, mastoidale Strecke komplett beurteilbar, knöcherne Begrenzung dehiszent	16
<u>Abbildung 7:</u> N. facialis, mastoidale Strecke inkomplett beurteilbar, knöcherne Begrenzung inkomplett intakt	17
<u>Abbildung 8:</u> N. facialis, mastoidale Strecke inkomplett dehiszent	17
<u>Abbildung 9:</u> N. facialis, mastoidale Strecke inkomplett beurteilbar, knöcherne Begrenzung fraglich	18
<u>Abbildung 10:</u> N. facialis, mastoidale Strecke nicht beurteilbar, knöcherne Begrenzung fraglich	18
<u>Abbildung 11:</u> N. facialis, tympanale Strecke komplett beurteilbar, knöcherne Begrenzung komplett intakt	19
<u>Abbildung 12:</u> N. facialis, tympanale Strecke komplett beurteilbar, knöcherne Begrenzung dehiszent	20
<u>Abbildung 13:</u> N. facialis, tympanale Strecke inkomplett beurteilbar, knöcherne Begrenzung inkomplett intakt	20
<u>Abbildung 14:</u> N. facialis, tympanale Strecke inkomplett beurteilbar, knöcherne Begrenzung dehiszent (inkomplett-dehiszent).....	21
<u>Abbildung 15:</u> N. facialis, tympanale Strecke komplett beurteilbar, knöcherne Begrenzung nicht vorhanden	21
<u>Abbildung 16:</u> N. facialis, tympanale Strecke fraglich beurteilbar, knöcherne Begrenzung fraglich intakt.....	21

<u>Abbildung 17:</u> <i>N. facialis, tympanale Strecke nicht beurteilbar, knöcherne Begrenzung fraglich intakt.....</i>	21
<u>Abbildung 18:</u> <i>N. facialis labyrinthär komplett beurteilbar, knöcherne Begrenzung komplett intakt</i>	23
<u>Abbildung 19:</u> <i>N. facialis, labyrinthäre Strecke komplett beurteilbar, knöcherne Begrenzung dehiszent</i>	23
<u>Abbildung 20:</u> <i>N. facialis, labyrinthäre Strecke inkomplett beurteilbar, knöcherne Begrenzung inkomplett intakt</i>	23
<u>Abbildung 21:</u> <i>N. facialis, labyrinthäre Strecke nicht beurteilbar, knöcherne Begrenzung fraglich</i>	23
<u>Abbildung 22:</u> <i>Gelenkspalt Hammer-Amboss-Gelenk; A-als vorhanden beurteilbar, B-Darstellbarkeit fraglich, C-nicht darstellbar</i>	24
<u>Abbildung 23:</u> <i>Auffinden der Stapesebene</i>	25
<u>Abbildung 24:</u> <i>rechtes Amboss-Steigbügel-Gelenk (1) als vorhanden beurteilbar, Steigbügel (2-Kopf, 3-hinterer Schenkel, 4-vorderer Schenkel) komplett beurteilbar</i>	26
<u>Abbildung 25:</u> <i>Amboss-Steigbügel-Gelenk als vorhanden beurteilbar, Stapeskopf beurteilbar, Schenkel teilweise beurteilbar.....</i>	26
<u>Abbildung 26:</u> <i>Steigbügel und Amboss-Steigbügel-Gelenk nicht darstellbar.....</i>	26
<u>Abbildung 27:</u> <i>Amboss-Steigbügel-Gelenk nicht beurteilbar, Steigbügelkopf und vorderer Schenkel teilweise beurteilbar, hinterer Schenkel nicht beurteilbar</i>	27
<u>Abbildung 28:</u> <i>Gelenkspalt und Stapeskopf fraglich beurteilbar, hinterer Schenkel teilweise beurteilbar, vorderer Schenkel nicht beurteilbar</i>	27
<u>Abbildung 29:</u> <i>Gelenkspalt als vorhanden beurteilbar, Steigbügelkopf und hinterer Schenkel teilweise beurteilbar, vorderer Schenkel fraglich beurteilbar...</i>	27
<u>Abbildung 30:</u> <i>Langer Ambossfortsatz in koronarer Ebene; beurteilbar und intakt (Bild A), beurteilbar und defekt (Bild B).....</i>	28
<u>Abbildung 31:</u> <i>Langer Ambossfortsatz; A und B als vorhanden beurteilbar, fraglich intakt.....</i>	29

<u>Abbildung 32:</u> Langer Ambossfortsatz (A und B rechts, C links); Darstellbarkeit fraglich und fraglich intakt.....	29
<u>Abbildung 33:</u> Langer Ambossfortsatz (A rechte Seite, B linke Seite), nicht darstellbar, fraglich intakt	29
<u>Abbildung 34:</u> Koronare Ansicht auf die Fensternischen; A- ovales und rundes Fenster sind beurteilbar, in Bild B sind die Nischen nicht zu beurteilen	30
<u>Abbildung 35:</u> Auffinden des horizontalen Bogengangs	31
<u>Abbildung 36:</u> Horizontaler Bogengang; A-komplett intakt, B-inkomplett intakt, C-nicht beurteilbar, knöcherner Begrenzung fraglich.....	32
<u>Abbildung 37:</u> Auffinden des oberen Bogengangs	33
<u>Abbildung 38:</u> Oberer Bogengang, Bild A- komplett beurteilbar und intakt, Bild B- komplett beurteilbar, knöcherner Begrenzung dehiszent	33
<u>Abbildung 39:</u> Oberer Bogengang in koronarer Ansicht; Bild A- inkomplett intakt, Bild B- nicht beurteilbar, knöcherner Begrenzung fraglich.....	34
<u>Abbildung 40:</u> Auffinden des hinteren Bogengangs.....	35
<u>Abbildung 41:</u> Hinterer rechter Bogengang; Bild A- komplett- intakt, Bild B- komplett beurteilbar, knöcherner Begrenzung dehiszent.....	36
<u>Abbildung 42:</u> Hinterer Bogengang; Bild A- inkomplett beurteilbar, knöcherner Begrenzung inkomplett intakt, Bild B- nicht beurteilbar, knöcherner Begrenzung fraglich	36
<u>Abbildung 43:</u> Innerer Gehörgang, koronar (A und C rechtes Ohr, B linkes Ohr)..	37
<u>Abbildung 44:</u> Bulbus venae jugularis; Bild A- komplett intakt, Bild B und C- komplett beurteilbar, knöcherner Begrenzung dehiszent zum Mittelohr	38
<u>Abbildung 45:</u> Bulbus venae jugularis komplett beurteilbar; Bild A- Dehiszenz zum Mittelohr und 3,6 mm Hochstand über Gehörgangsboden; Bild B- intakte knöcherner Begrenzung mit 2,5 mm Hochstand, Messung in Bild C	38
<u>Abbildung 46:</u> Partielle ossikuläre Ersatzprothese (PORP); die Stapeschenkel sind nach wie vor gut zu beurteilen.	47
<u>Abbildung 47:</u> Verteilung der Weite des inneren Gehörgangs am maximalen Durchmesser	57

<u>Abbildung 48:</u> Darstellung der Häufigkeit der Höhe des Bulbus venae jugularis über dem Niveau des Gehörgangsbodens	59
<u>Abbildung 49:</u> Häufigkeitsverteilung des Summenscores	67
<u>Abbildung 50:</u> Korrelationsanalyse von CTDI und Summenscore	68

10. Tabellenverzeichnis

<u>Tabelle 1:</u> Beurteilbarkeit der einzelnen Fazialissegmente	40
<u>Tabelle 2:</u> Intaktheit der knöchernen Begrenzung des N. facialis	41
<u>Tabelle 3(a-c):</u> Korrelationsanalyse mastoidales und labyrinthäres Fazialissegment.....	43
<u>Tabelle 4(a-c):</u> Korrelationsanalyse tympanales und mastoidales Fazialissegment.....	43
<u>Tabelle 5(a-c):</u> Korrelationsanalyse tympanales und labyrinthäres Fazialissegment.....	44
<u>Tabelle 6:</u> Häufigkeiten der Gelenkspalten des Hammer-Amboss-, und Amboss-Stapes-Gelenks.....	45
<u>Tabelle 7(a-c):</u> Korrelationsanalyse Hammer-Amboss-Gelenk und Amboss-Stapes-Gelenk	46
<u>Tabelle 8:</u> Häufigkeitsverteilungen der Stapesstrukturen	47
<u>Tabelle 9(a-c):</u> Korrelationsanalyse hinterer Stapesschenkel und Stapeskopf.....	48
<u>Tabelle 10(a-c):</u> Korrelationsanalyse vorderer Stapesschenkel und Stapeskopf...	49
<u>Tabelle 11(a-c):</u> Korrelationsanalyse vorderer und hinterer Stapesschenkel.....	49
<u>Tabelle 12:</u> Häufigkeiten zur Beurteilung des langen Ambossfortsatzes	50
<u>Tabelle 13:</u> Häufigkeiten bzgl. Intaktheit des langen Ambossfortsatzes	50
<u>Tabelle 14:</u> Gegenüberstellung Beurteilbarkeit und Intaktheit langer Ambossfortsatz	51
<u>Tabelle 15:</u> Beurteilbarkeit von ovalem und rundem Fenster	51
<u>Tabelle 16(a-c):</u> Korrelationsanalyse rundes und ovales Fenster.....	52
<u>Tabelle 17:</u> Beurteilbarkeiten der drei Bogengänge.....	53
<u>Tabelle 18:</u> Intaktheit der knöchernen Begrenzung der Bogengänge.....	53
<u>Tabelle 19(a-c):</u> Korrelationsanalyse horizontaler und hinterer Bogengang	54
<u>Tabelle 20(a-c):</u> Korrelationsanalyse oberer und hinterer Bogengang	55
<u>Tabelle 21(a-c):</u> Korrelationsanalyse oberer und horizontaler Bogengang	56
<u>Tabelle 22(a-b):</u> Weite des inneren Gehörgangs geschlechtsgetrennt	57

<u>Tabelle 23:</u> Beurteilbarkeit des Bulbus venae jugularis.....	58
<u>Tabelle 24:</u> Beurteilbarkeit knöcherner Begrenzung des Bulbus venae jugularis...	58
<u>Tabelle 25(a-c):</u> Korrelationsanalyse Hammer-Amboss-Gelenk und tympanales Fazialissegment.....	60
<u>Tabelle 26(a-c):</u> Korrelationsanalyse Amboss-Stapes-Gelenk und tympanales Fazialissegment.....	61
<u>Tabelle 27(a-c):</u> Korrelationsanalyse Stapeskopf und tympanales Fazialissegment.....	62
<u>Tabelle 28(a-c):</u> Korrelationsanalyse hinterer Stapesschenkel und tympanales Fazialissegment.....	62
<u>Tabelle 29(a-c):</u> Korrelationsanalyse vorderer Stapesschenkel und tympanales Fazialissegment.....	63
<u>Tabelle 30(a-c):</u> Korrelationsanalyse langer Ambossfortsatz und tympanales Fazialissegment.....	63
<u>Tabelle 31(a-c):</u> Korrelationsanalyse Stapeskopf und Amboss-Stapes-Gelenk	64
<u>Tabelle 32(a-c):</u> Korrelationsanalyse hinterer Stapesschenkel und Amboss-Stapes-Gelenk	65
<u>Tabelle 33(a-c):</u> Korrelationsanalyse vorderer Stapesschenkel und Amboss-Stapes-Gelenk	65
<u>Tabelle 34(a-c):</u> Korrelationsanalyse langer Ambossfortsatz und Amboss-Stapes-Gelenk	66
<u>Tabelle 35:</u> Ergebnis-Übersichtstabelle zur Beurteilbarkeit der 15 untersuchten anatomischen Strukturen	78
<u>Tabelle 36:</u> Evaluierungssystem für Nervus facialis, Bogengänge und Bulbus venae jugularis	113
<u>Tabelle 37:</u> Notenschema Gelenkspalten des Hammer-Amboss- und Amboss-Steigbügelgelenks	113
<u>Tabelle 38:</u> Notenschema langer Ambossfortsatz.....	113
<u>Tabelle 39:</u> Notenschema Stapeskopf, hinterer und vorderer Stapesschenkel ...	114
<u>Tabelle 40:</u> Notenschema ovals und rundes Fenster	114

11. Anhang

A Evaluierungssystem und Notenschemata

Tabelle 36: Evaluierungssystem für Nervus facialis, Bogengänge und Bulbus venae jugularis. Die Benotung über den Zustand der knöchernen Begrenzung schließt die Benotung der Beurteilbarkeit der Grundstruktur mit ein

Beurteilbarkeit	Knöcherne Begrenzung
1 = komplett beurteilbar 2 = inkomplett beurteilbar 3 = fraglich beurteilbar 4 = nicht beurteilbar	1 = komplett intakt: die komplett beurteilbare Struktur ist durchgehend knöchern begrenzt
	2 = komplett dehiszent: die komplett beurteilbare Struktur weist eine oder mehrere Dehiszenz(en)* auf
	3 = inkomplett intakt: der beurteilbare Anteil der Struktur ist intakt begrenzt
	4 = inkomplett dehiszent: der beurteilbare Anteil weist eine oder mehrere Dehiszenz(en)* auf
	5 = fraglich intakt, da fraglich beurteilbar
	6 = keine knöcherne Begrenzung erkennbar
*als Dehiszenzen zählen Wandlücken $\geq 0,5$ mm	

Tabelle 37: Notenschema für die Gelenkspalten des Hammer-Amboss- und Amboss-Steigbügelgelenks

1 = als vorhanden beurteilbar
2 = fraglich beurteilbar
3 = nicht darstellbar

Tabelle 38: Notenschema für den langen Ambossfortsatz

1 = als vorhanden beurteilbar	1 = intakt
2 = fraglich beurteilbar	2 = defekt
3 = nicht darstellbar	3 = fraglich intakt

Tabelle 39: Notenschema für Stapeskopf, hinteren und vorderen Stapeschenkel

1 = beurteilbar
2 = teilweise beurteilbar
3 = nicht beurteilbar
4 = fraglich beurteilbar

Tabelle 40: Notenschema für ovales und rundes Fenster

1 = beurteilbar
2 = nicht beurteilbar

Verzeichnis der akademischen Lehrer

Meine akademischen Lehrer waren die Damen und Herren

in Marburg: Adamkiewicz, Aumüller, Bartsch, Barth, Basler, Baum, Bauer, Becker, Berger, Bette, Bien, Czubayko, Daut, Dettmeyer, Eberhart, Eilers, Ellenrieder, Feuser, Fölsch, Fuchs-Winkelmann, Graf, Gress, Grzeschik, Görg, Güldner, Hertl, Heyse, Hofmann, Hoyer, Kann, Kircher, Klose, Koolman, Krones, Kruse, Langer, Lakemeier, Lill, Lohoff, Löffler, Maier, Maisch, Maisner, Mandic, Mandrek, Mennel, Moll, Moosdorf, Mueller, Mutters, Neff, Neubauer, Neumüller, Nimsky, Oertel, Pagenstecher, Preißig-Müller, Renz, Richter, Rothmund, Röhm, Röper, Ruchholtz, Schäfer, Schäfer, Schmidt, Schrader, Seitz, Sekundo, Sesterhenn, Steiniger, Steinfeldt, Teymoortash, Vogelmeier, Vogt, Wagner, Waldegger, Weihe, Werner, Westermann, Wulf, Wagner, Zovko

in Gießen: Risse, Schneider

in Siegen: Hering

in Kassel: Gradaus, Neunzner, Schuppert

in Berlin: Cataldegirmen, Kienapfel

Danksagung

Herrn Prof. Dr. med. Jochen A. Werner und Herrn Prof. Dr. med. Afshin Teymoortash danke ich, dass ich diese Arbeit an der Klinik für Hals-, Nasen- und Ohrenheilkunde des Universitätsklinikums Gießen und Marburg, Standort Marburg durchführen durfte.

Mein ganz besonderer Dank gilt Herrn PD Dr. med. Christian Güldner, der mir bei der Erstellung der Dissertation fortwährend mit Rat und Tat zur Seite stand. Seine hervorragende Betreuung und geduldige Korrekturarbeit ermöglichten es mir, meine Arbeit schließlich fertig zu stellen.

Herzlich bedanken möchte ich mich bei Frau Dr. med. Sarah Kölzer für das fleißige Korrekturlesen und bei Herrn Thomas Kölzer für die Hilfe bei der endgültigen Layoutbearbeitung.

Zutiefst dankbar bin ich meinen Eltern, die stets hinter mir standen und mich sowohl finanziell als auch seelisch unterstützt haben, wodurch das Studium und die Doktorarbeit in dieser Form möglich waren.

Meinen Freunden und meiner Familie danke ich für den guten Zuspruch und dafür, dass sie immer an mich geglaubt haben.

Zu guter Letzt möchte ich meinem Freund und Partner Robin danken, da ich durch ihn zu einem sehr glücklichen Menschen geworden bin, was mir den Endspurt mit dieser Arbeit in großem Maße erleichtert hat.